'N ONDERSOEK NA DIE DIGITALE DATA-VERWERKING BY FLIKKERGRAFIE

deur

M. G. LÖTTER

'n ONDERSOEK NA DIE DIGITALE DATAVERWERKING BY FLIKKERGRAFIE

deur

MATTHEUS GERHARDUS LÖTTER

Proefskrif ingelewer vir die graad van Doktor in die Wysbegeerte in Geneeskundige Wetenskappe aan die Universiteit van Stellenbosch.

Promotor: Dr. P. L. M. le Roux

Mede-Promotor: Dr. P. D. R. van Heerden

BELLVILLE
Junie 1972.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

AAN MY VROU AUDREY.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552721_0120

DANKBETUIGINGS.

1. Dr. P. L. M. LE ROUX van die Departement van Bio-Ingenieurswese en Mediese Fisika en Universiteit van Kaapstad vir sy waardevolle leiding en heldere insig wat hierdie ondersoek moontlik gemaak het. Sy raad en hulp met die opstel en nasien van hierdie proefskrif was van onskatbare waarde.

2. DR. P. D. R. VAN HEERDEN van die Departement van Radio-isotope vir sy leiding ten opsigte van die kliniese aspek=te, vir sy hulp wanneer resultate van kliniese ondersoeke verkry moes word en die algehele beskikbaarstelling van die tegniese personeel en apparatuur in sy afdeling.

3. PROF. C. J. B. MULLER,DR.J.MUIR GRIEVE van die Departement Radioterapie en MNR. E. J. VAN DER MERWE van die Mediese Fisika eenheid vir hul ondersteuning.

4. DR. P. C. MINNAAR van die Departement Bio-Fisika, Universi=teit van die Oranje-Vrystaat vir sy hulp en ondersteuning by die opstel en nasien van die proefskrif.

5. MNR.R.VAN DER RYST EN S.GERBER van die Rekensentrum van die Universiteit van Stellenbosch vir hul onoortreflike diens.

6. Die GENEESKUNDIGE BIBLIOTEEK vir die bekwame wyse waarop seldsame verwysings opgespoor is.

7. MEJ. E. BOTHA vir die hulp met die hantering van die reke=naarprogramme.

8. DR. C. M. E. LEWIS van die Kardiologie-Eenheid vir die gebruik van data wat van sy hart navorsingsprojek verkry is.

9. DR. J. J. DE W. LUBBE van die Departement van Chirurgie vir die gebruik van data wat van sy longoorplantingsprojek verkry is.

AFKORTINGS.

I. Die volgende afkortings word in die proefskrif gebruik:

APD	= anterior-posteriordeursnee
keV	= kilo-elektronvolt
L(x)	= lynbron-weergawefunksie
MTF	= modulasie-transformasiefunksie
p(r)	= puntbron-weergawefunksie
Q	= meriete indeks (MI) met eenhede tellings per mikrocurie per minuut per vierkante sentimeter.
t_1	= weefseldikte of vel-orgaandiepte
t_2	= weefseldikte met orgaandeursnee
t_2-t_1	= orgaandeursnee
t_e	= ekwivalente diepte van 'n areabron wat dieself= de teltempo as 'n volumebron met 'n deursnee van t_2-t_1
t_t	= $t_1 + t_e$ = totale effektiewe diepte van 'n volu= me bron.

II. Die volgende programme is gebruik:

Translate	:	Om data op papierband in IBM aanpasbare kode om te skakel en op 'n voorlopige magneetband te lees.
Korreksi	:	Om data vanaf die voorlopige magneetband op 'n permanente magneetband te lees en terself= tertyd die nodige korreksies op die data aan te bring.
Dupram	:	Dit is 'n program wat gebruik is om flikker-grafiese data te verwerk en te vertoon.
Duplod	:	Die program vertoon data deur Dupram verwerk in 'n driedimensionele beeld.
Soln	:	Met die program Soln kan die absolute tellings van tot soveel as ses fotopieke verkry word om vir energieoorvleueling te vergoed by die waarneming van veelvuldige isotoopmonsters.
Rcbf	:	Die program pas eksperimentele data aan 'n dubbele komponent eksponensiële kurwe vir die bepaling van bloedvloei in organe.
Colsci	:	Die program word by die evaluasie van die beeldende eienskappe van kollimators gebruik om veral die modulasie-transformasiefunksie te bereken.

2/ III Die .....

III. Die volgende simbole word vir die radio-isotope wat in die proefskrif gemeld word, gebruik:

$^{241}_{Am}$	ameresium - 241
$^{11}_{C}$	koolstof - 11
$^{51}_{Cr}$	chroom - 51
$^{131}_{Ce}$	Serium - 139
$^{141}_{Ce}$	serium - 141
$^{18}_{F}$	fluoor - 18
$^{67}_{Ga}$	gallium - 67
$^{123}_{I}$	jodium - 123
$^{124}_{I}$	jodium - 124
$^{125}_{I}$	jodium - 125
$^{131}_{I}$	jodium - 131
$^{113m}_{In}$	indium - 113m
$^{99}_{Mo}$	molibdeen - 99
$^{85}_{Sr}$	strontium - 85
$^{75}_{Se}$	selenium - 75
$^{113}_{Sn}$	tin - 113
$^{99m}_{Tc}$	tegnesium - 99m
$^{169}_{Yb}$	itterbium - 169
$^{123}_{Xe}$	xenon - 123
$^{133}_{Xe}$	xenon - 133

INHOUDSOPGAWE.

1. INLEIDING 1.1

2. APPARATUUR 2.1

3. DIE PROGRAM VIR BEELDVERWERKING 3.1

4. DIE BEPALING VAN DIE BEELDENDE EIENSKAPPE VAN FLIKKERGRAFEERDERS EN VAN RADIO-ISOTOPE..... 4.1

5. BEELDVERBETERING 5.1

6. KWANTITATIEWE FLIKKERGRAFIE 6.1

7. DIE BEPALING VAN NIERDIEPTE EN DIE ANTERIOR-DEURSNEË VAN DIE TIROÏED MET BEHULP VAN DIE ATTENUASIE VAN FOTONE MET VERSKILLENDE ENERGIË AFKOMSTIG VAN EEN ISOTOOP 7.1

8. GEVOLGTREKKINGS EN AANBEVELINGS 8.1

9. VERWYSINGS 9.1

10. BYLAAG A. BEHEERKAARTE EN PROGRAM DUPRAM A.1

11. BYLAAG B. PROGRAM TRANSLATE B.1

12. BYLAAG C. PROGRAM KORREKSI C.1

13. BYLAAG D. PROGRAM SOLN..... D.1

14. BYLAAG E. PROGRAM RCBF E.1

15. OPSOMMING IN ENGELS F.1

1. INLEIDING.

1.1 DIE BEPALING VAN DIE BEELDENDE EIENSKAPPE VAN FLIKKERGRAFEERDERS EN VAN RADIOISOTOPE.

1.2 BEELDVERBETERING.

1.3 KWANTITATIEWE FLIKKERGRAFIE.

1.4 DIE BEPALING VAN NIERDIEPTE EN DIE ANTERIOR-POSTERIOR-DEURSNEË VAN DIE TIROÏED MET BEHULP VAN DIE ATTENUASIE VAN FOTONE MET VERSKILLENDE ENERGIË AFKOMSTIG VAN EEN ISOTOOP.

1. INLEIDING.

Digitale dataverwerking is 'n belangrike nuwe ontwikkeling in flikkergrafie. Gevolglik was die doel van hierdie verhandeling om die volgende aspekte van digitale dataverwerking te ondersoek:

1. Die evaluasie van die beeldende eienskappe van flikkergrafeerders sowel as van die radioisotope.
2. Die ondersoek na beeldverbetering met digitale metodes.
3. Die toepassing van kwantitatiewe flikkergrafie.
4. Die bepaling van nierdiepte sowel as die anterior-posteriordeursneë van die tiroïed na flikkergrafie. In hierdie ondersoek is van die relatiewe attenuasie van fotone met verskillende energië gebruik gemaak waar die fotone egter afkomstig was van 'n enkele isotoop.

Elke aspek van digitale dataverwerking wat onderis, is as 'n eenheid behandel.

1.1 DIE EVALUASIE VAN DIE BEELDENDE EIENSKAPPE VAN FLIKKERGRAFEERDERS EN VAN RADIOISOTOPE.

Sedert die eerste flikkergrafeerders deur Newell (1952) beskryf is, is besef dat die lae fotonopbrengs van radioisotope asook die lae sensitiwiteit van flikkergrafeerders die beperkende faktore is wat die oplosvermoë van die tegniek bepaal. Die kollimatordetektorsisteem is die belangrikste komponent wat die sensitiwiteit en oplosvermoë van die apparaat bepaal en die teorie hiervan is voorheen intensief ondersoek (Lötter 1968). Dit het geblyk dat daar tot dusver nie 'n eenvormige metode vir die evaluasie van kollimators, ander flikkergrafiese komponente en radioisotope gebruik is nie. Verskillende metodes van evaluasie

1.3/ is .....

is ondersoek en dit is aangetoon dat die area-sensitiwiteit, modulasie-transformasiefunksie en meriete indeks die mees geskikste metode van kollimatorevaluasies is. Aangesien die beeldende eienskappe van die kollimators met die radio= isotope in 'n absorberende medium, nie beskikbaar was vir effektiewe roetine gebruik nie, is dit derhalwe bepaal. Die metode van beeldevaluasie is ook by beeldverbetering gebruik om digitale filters te ontwikkel en verder te onder= soek.

By die ondersoek na die gebruik van nuwe radioisoto= pe is dit belangrik om die invloed van die fisiese eienskappe van radioisotope in verband met die oplosvermoë en sensiti= witeit van die kollimator te bepaal. Deur die beeldende eienskappe van die kollimator vir elke isotoop te bepaal kan isotope dus met dieselfde metodes as wat vir kollimators gebruik word, onderling vergelyk word. ^{113m}In en ^{99m}Tc is radioisotope wat van moederbronne verkry word met 'n wye toepassing in flikkergrafie. Weens finansiële oorwegings kan beide bogenoemde isotope nie vryelik by klein sentra, wat ver van produsente in radioaktiewe materiale is, gebruik word nie en die isotope is dus in terme van hul beeldende eien= skappe vergelyk. By die ondersoek na 'n ander nuwe radioiso= toop, ^{123}I, is aanvanklik teleurstellende resultate met flikkergrafie verkry. Die radioisotoop, wat in die Republiek aktiveer word, het ^{124}I nog as 'n kontaminant teenwoordig. Deur die bepaling van die beeldende eienskappe van die kolli= mator kan die effek van die ^{124}I kontaminasie akkuraat onder= soek word. Soortgelyke ondersoeke is nog nie voorheen in die literatuur beskryf nie.

1.2 BEELDVERBETERING.

Gewapen met die kennis van die beeldende eienskappe van flikkergrafeerders is die gebruik van beeldverbetering deur digitale dataverwerking ondersoek. Wanneer 'n flikkergram verkry word, word die beeld degradeer weens die beperkte oplosvermoë van die kollimator-detektor en weens die teenwoordigheid van geruis. Geruis ontstaan as gevolg van die statistiese fluktuasie in die teltempo. Beeldverbetering word dus verkry deur middel van vergladding om geruis te verwyder en deur restourasie om sodoende die oplosvermoë van die sisteem te verbeter. Beeldverbetering is die digitale verwerking van data om die inligting in die beeld vervat vir die menslike visuele sisteem beskikbaar te stel. Digitale dataverwerking het beeldverbetering moontlik gemaak. Beeldverbetering is op 10^6 flikkerramme uitgevoer. Vir die evaluering van beeldverbetering is veral aandag geskenk aan lewerflikkergramme sowel as flikkergramme wat met behulp van die radioisotoop ^{67}Ga verkry is.

1.3 KWANTITATIEWE FLIKKERGRAFIE.

Kwantitatiewe flikkergrafie is beeldverwerking in die breë sin van die woord. Hier word twee of meer beelde met mekaar vergelyk om 'n nuwe beeld te vorm. 'n Voorbeeld hiervan is verhoudingsflikkergrafie wat by eksperimentele hartondersoeke gebruik is. 'n Soortgelyke tegniek is subtraksie-flikkergrafie wat gebruik is om 'n hoë energie verstrooiing van ^{124}I in die teenwoordigheid van ^{123}I te korrigeer. 'n Ander toepassing van kwantitatiewe flikkergrafie is gedurende statiese en dinamiese studies waar kwantitatiewe orgaanfunksie met beeldverwerking verkry word.

Die kwantitatiewe data kan in sommige gevalle egter as 'n beeld weergegee word.

1.4 DIE BEPALING VAN NIERDIEPTE EN DIE ANTERIOR-POSTERIOR-DEURSNEË VAN DIE TIROÏED MET BEHULP VAN DIE ATTENUASIE VAN FOTONE MET VERSKILLENDE ENERGIË AFKOMSTIG VAN EEN ISOTOOP.

Weens die feit dat flikkergrafiese data maklik in digitale vorm beskikbaar is, is die kwantisering van die data moontlik. Daar is dus gepoog om die relatiewe attenuasie van fotone met twee verskillende energië te gebruik om die anterior-posteriordeursneë van die tiroïed te bepaal. ^{123}I straal twee fotone van verskillende energië uit en die deursnit van die tiroïed kan maklik bepaal word wanneer funksiestudies uitgevoer word. In die literatuur is die bepaling van tiroïed anterior-posteriordeursneë deur die relatiewe attenuasie van die twee fotonenergië van ^{123}I nog nie beskryf nie. Verder is die gebruik van die fokuserende kollimator, wat kwantitatiewe flikkergrafie moontlik maak,egter ook nog nie vir hierdie doel vantevore ondersoek nie.

Deur van die dubbele energie-fotoneienskappe van ^{113m}In gebruik te maak, is die bepaling van die effektiewe nierdiepte met 'n fokuserende kollimator ook ondersoek. Hierdie metode maak dus voorsiening vir 'n korreksiefaktor vir weefselattenuasie in kwantitatiewe nierflikkergrafie. Data wat in 'n digitale vorm gestoor word hou die voordeel in dat die gebied van belang na flikkergrafie met 'n ligpen geselekteer kan word. Kwantitatiewe orgaanfunksiestudies word dus verkry van die gebied van belang en nie van die hele gesigsveld van die flikkergrafeerder nie.

2.0 APPARATUUR.

2.1 DIE FLIKKERGRAFEERDER.

2.2 DIGITALE VERSAMELING VAN FLIKKERGRAFIESE DATA.

2.2.1 Digitale dataverwerking met die veelkanaal= analiseerder.

2.3 ENERGIESPEKTRUM ANALISE.

2.4 GEVOLGTREKKINGS.

2.1 DIE FLIKKERGRAFEERDER.

Die flikkergrafeerder wat gebruik was, was van die bewegende detektor tipe. So 'n sisteem bestaan uit 'n kollimatordetektor, met voorversterker, wat aan 'n metaalarm vas is, sodat die detektor oor die gebied van belang kan beweeg. Die beweging van die detektor is reglynig en is aaneenlopend in die x-rigting. By die voltooiing van 'n lyn in die x-rigting verskuif die detektor outomaties in die y-rigting om 'n nuwe lyn te begin. Die x-rigtingspoed en die wydte van die y-inkrement of lynspasiëring is verstelbaar. By roetine flikkergrafie word die x-rigtingspoed van 'n nomogram verkry om te verseker dat die tellingsdigtheid 800 tellings per cm^2 is (Lötter 1968). Die lynspasiëring van die y-rigting was altyd 0,2 cm.

Die uittree van die detektor word aan 'n lineêre versterker en pulshoogte-analiseerder gekoppel. Die uittree van die pulshoogte-analiseerder is aan 'n Intertechnique digitale flikkergrafiese sisteem sowel as aan die analoogbeeldverwerkingseenheid van die flikkergrafeerder gekoppel. Die werking van die analoog-sisteem is elders bespreek (Lötter 1968).

Twee Picker flikkergrafeerders is in die ondersoek gebruik, naamlik 'n Picker Magna en 'n Picker Magna 500 flikkergrafeerder. Eersgenoemde het 'n detektor-kristaldeursnee van 8 cm en laasgenoemde het 'n kristaldeursnee van 13 cm. Slegs die uittree van laasgenoemde instrument is vir digitale beeldverbetering gebruik.

2.2 DIGITALE VERSAMELING VAN FLIKKERGRAFIESE DATA.

Die data wat deur die flikkergrafiesisteem

2.3/ waargeneem .....

waargeneem is, is met 'n Intertechnique statiese flikker=grafiese sisteem versamel. Die sisteem bestaan uit 'n dubbele analoog-na-digitale omsettingseenheid (ADO), 'n 4096-woord veelkanaalanaliseerder van Intertechnique, met 'n ligpen, data oorplasingseenheid en 'n papierband-pons.

Die x-rigting posisie of lyn koördinaat van die de=tektor word deur een ADO bepaal. 'n Potensiometer wat deur die x-rigtingbeweging van die detektor verander word, lewer 'n uittreespanning eweredig aan die posisie van die detektor. Wanneer 'n foton deur die detektor waargeneem word, word die potensiaalverskil oor die potensiometer deur die ADO gemonster om die adres van die kanaal wat inkrementeer moet word, te bepaal. Die y-rigting met 'n konstante afstand (die lyn=spasiëring) word by statiese flikkergrafie ge-inkrementeer sodra 'n x-rigtingoorgang voltooi is. By die gammakamera word beide ADO's in die sisteem gebruik. By bewegende=detektorflikkergrafie word die x-afstand waaroor die kanale versprei word deur die lynspasiëring bepaal om 'n een tot een verhouding in die x-rigting te verseker. Dus by groot organe word die y-rigting eers inkrementeer na 'n dubbele x-rigting=oorgang. Dus sal die totale wydte van die x-rigting 64 x 0,4 = 25,6 cm wees met 'n lynspasiëring van 0,2 cm. By tiroïedflikkergrafie moet die afstand, waaroor die x-rigting=kanale verdeel word, dus 64 x 0,2 = 12,8 cm wees. Die afstand waaroor die x-rigtingkanale verdeel moet word, word deur 'n 5 poolskakelaar op die ADO-eenheid verkry.

Data in die veelkanaalanaliseerder-geheue kan op papierband gepons word vir verdere verwerking. Die ponsband is te stadig vir roetine kliniese gebruik en dit is noodsaak=lik om magneetband te gebruik.

2.4/ 2.2.1 Digitale.....

2.2.1 Digitale dataverwerking met die veelkanaalanaliseerder.

Data word gewoonlik in die veelkanaalanaliseerder geheue as 'n matrys van 64 x 64 elemente gestoor. Die data wat in die geheue gestoor is, word in 'n beeld op 'n ossilloskoop getransformeer. Die kontras op die ossillo= skoop is kontinueerlik veranderbaar met behulp van 'n ver= stelbare weerstand. Iso-tellingskurwes kan terug verkry word deur die vertoning van die kanale met tellings tussen waardes gestel op 'n boonste en onderste diskriminator. As alternatief kan waardes tussen diskriminator instellings verdonker word. Die beeld op die ossilloskoop kan in 'n driedimensionele voorstelling verkry word, waar die Z koördinaat dan teltempo voorstel. Die histogramme van enige 2-rye of kolomme kan ook op die ossilloskoop vertoon word. Die driedimensionele beeld kan roteer of omgekeer word.

Kwantisering van data wat deur die ossilloskoop vertoon word, word op 'n eenvoudige wyse verkry. Met be= hulp van 'n ligpen of koördinaatskakelaars kan enige gebied van belang geselekteer word en die integrale tellings tesame met die aantal kanale waaroor geïntegreer word, sal op die ossilloskoop verskyn. (Fig. 2.1). Kwantisering van flikkergrafiese data word dus aansienlik vereenvoudig, of deur die gebruik van die veelkanaalanaliseerder, moontlik gemaak. Die gebruik van die sisteem vir kwantitatiewe dataversameling word in hoofstuk 6 en 7 beskryf.

Deur van die oorplasingseenheid gebruik te maak, kan rekenkundige bewerkings op beelddata uitgevoer word. Met behulp van skakelaars kan data in 'n groep elemente, vermenigvuldig met 'n faktor, by 'n ander groep getel of van 'n ander groep afgetrek word.

2.5/ Figuur 2.1 .....

Figuur 2.1 Integrasie van data met behulp van koördinaatskakelaars of ligpen.

Figuur 2.2 Histogramme van maksimum fotopiek-teltempo's op 'n logaritmiese skaal lewer liniêre attenuasiekurwes op die ossilloskoop.

Die rekenkundige bewerkings is vir pankreasflikkergrafie gebruik en word in afdeling 6.4.2 volledig beskryf. Aangesien die rekenkundige bewerkings met behulp van skakelaars uitgevoer word, is die gebruik daarvan eenvoudig.

2.3 ENERGIESPEKTRUM ANALISE.

Energiespektrum analise is veral gebruik by die ondersoek van nierdiepte en tiroïed anterior-posterior-deursnee bepalings. Dit is ook by die analise van veelvuldige isotope in hartmonsters gebruik. Vir die energiespektrum analises word die dubbele ADO deur 'n enkele ADO vervang. Hier word die adres van die kanaal wat inkrementeer moet word deur die pulshoogte van die waargenome foton bepaal. Die pulshoogte is eweredig aan die fotonenergie.

Weens die beperkte energieoplosvermoë van sintillasiedetektore is slegs 128 of 256 kanale per spektrum gebruik. Dus kan 32 of 16 spektra gelyktydig vertoon word. Die drie dimensionele voorstellings was van groot waarde in die ondersoeke soos in hoofstuk 7 beskryf. Al die fasiliteite soos bespreek in 2.2.1 is ook van toepassing by spektrum analise. Histogramme van maksimum fotopiek teltempo's op 'n logaritmiese skaal het attenuasie kurwes onmiddellik in 'n lineêre vorm weergegee (Fig. 2.2). Kwantitatiewe integrasie van tellings is verkry oor energiegebiede wat met behulp van koördinaatskakelaars selekteer is. Hierdie fasiliteit by die veelkanaalanaliseerder het die versameling van data by die nierdiepte en tiroïed anterior-posteriordeursnee bepaling aansienlik vergemaklik.

2.4 GEVOLGTREKKINGS.

Die Intertechnique veelkanaalanaliseerdersisteem

wat by beide flikkergrafie en spektrumanalise gebruik was, het die ondersoek na digitale dataverwerking moontlik gemaak. Die volume data wat hanteer is sou andersins nie moontlik gewees het nie. Die sisteem is vir spektrumanalise gebruik soos in hoofstuk 6 en 7 beskryf is. By beeldverwerking waar meer gesofistikeerde prosessering ondersoek is, is die veel=kanaalsisteem uitstekend vir data versameling en vertoning na prosessering. 'n Tekortkoming van die sisteem was dat geen inlees fasiliteite beskikbaar was nie en gevolglik kon flikkergramme, na beeldverwerking met die IBM-360 rekenaar, nie vertoon word nie. Met 'n magneetband gekoppel aan die sisteem sal hierdie probleem oorkom kan word.

3. DIE PROGRAM VIR BEELDVERWERKING.

3.1 INLEIDING.

3.2 DIE HANTERING VAN DATA.

3.3 DIE PROGRAM VIR BEELDVERWERKING.

3.4 DIE VERTOON VAN FLIKKERGRAMME NA BEELDVERHOGING.

3. DIE PROGRAM VIR BEELDVERWERKING.

3.1 INLEIDING.

Die data wat deur die Intertechnique-flikker=grafiese sisteem versamel was, was op papierband vir ver=dere verwerking gepons. Aangesien 'n papierbandleser nie aan die rekenaar gekoppel was nie, is die papierband by die Rekensentrum van die Universiteit van Stellenbosch eers op magneetband vir verdere verwerking gelees. Data vanaf die magneetband is dan deur die program "Dupram" ver-toon. Die verwerkings wat met die program uitgevoer kan word, sowel as die metodes van beeldvertoning wat onder=soek is, sal bespreek word.

3.2 HANTERING VAN DATA.

Die flikkergrafiese data wat op die papierband gelees is, is in ASC 11 kode gepons. Om die data op mag-neetband te lees, is van 'n papierbandleser, gekoppel aan 'n vrystaande magneetband-enkodeerder, gebruik gemaak. Om die kode van die data op die magneetband vir die IBM-360 rekenaar aanvaarbaar te maak, en om die data te redigeer, is die programme "Translate" en "Korreksi" in samewerking met die Rekenaarsentrum ontwikkel. Die program "Translate" vertaal die oorspronklike kode op die band in 'n IBM-aanpasbare kode en lees dit weer op 'n tydelike magneet=band. 'n Afskrif van die program verskyn in Bylaag B. Die vertaalde data word ook vir inspeksie doeleindes uit=gedruk. Indien daar foutiewe data gedurende die pons van die papierband ontstaan het, kan dit met die program "Korreksi" korrigeer word. Gedeeltes van die data wat nie nodig is nie, kan ook uitgelaat word. Die data word

3.3/dan .....

dan deur program "Korreksi" op 'n permanente magneetband geskryf. 'n Afskrif van die program word in Bylaag C gegee.

3.3 DIE PROGRAM VIR BEELDVERWERKING.

Die ontwikkeling van rekenaarsprogramme is 'n tydrowende proses wat 'n groot aantal man-ure verg. By die ondersoek na beeldverwerking is dus met 'n bestaande basiese program begin. Die program "Dupram" wat gebruik is, was aanvanklik ontwikkel om data, wat deur 'n veel-kanaalanaliseerder versamel was, te vertoon (Brooks 1969). Die program "Dupram" het aanvanklik nie voorsiening gemaak vir die inlees vanaf 'n magneetband nie. Toe 'n fasili= teit verkry is om die data op papierband met die enkodeer= der op die magneetband te plaas, is die metode soos by dataversameling beskryf, ontwikkel en die program "Dupram" is dien ooreenkomstig verander. Die data wat met die program "Dupram" versamel is, is nadat dit in 'n twee di= mensionele beeld vertoon is, op die magneetband gelees. Met die program "Duplod" kan 'n drie dimensionele beeld van die data op die band met die lyndrukker verkry word (Brooks 1969). Omdat geen beeldverbetering uitgevoer was nie, was die twee dimensionele beeld wat met die program "Dupram" verkry is, oninterpreteerbaar en daar is dus van die drie dimensionele vertoon, wat vir energiespektra geskik was, gebruik gemaak. Om die program "Dupram" vir flikker= grafiese ondersoeke te gebruik is dus twee uitgebreide subroetines om beeldverbeterings uit te voer toegevoeg en die beeldinligting, wat van die twee dimensionele vertoon verkry is, kon ge-evalueer word. Addisionele toevoegings en

verandering is ook aangebring. Kwantitatiewe flikker=grafie deur verhoudings-, sommasie en subtraksieflikker=grafie is deur toevoegings moontlik gemaak.

Ook is toevoegings aangebring om korreksie vir die oorvleueling van energiespektra by veelvuldige iso=toopflikkergrafie uit te voer. 'n Ander toevoeging tot die program was die berekening van tiroïed anterior=posteriordeursnee na flikkergrafie.

Aangesien radioisotope met kort halfleeftye ge=bruik word, is die korreksie vir die verval van radioiso=tope dikwels nodig. Om die bewerking uit te voer moes toevoegings tot die program aangebring word. Die verval=korreksie is veral belangrik by ^{113m}In en ^{18}F.

Met die program "Dupram" kan al die bewerkings wat tans met klein gekoppelde rekenaars moontlik is, uit=gevoer word. Daarbenewens is meer gesofistikeerde beeld=restourasie moontlik. Dit kan nog nie met klein reke=naars uitgevoer word nie. Weens die toenemende gebruik van klein gekoppelde rekenaars is waardevolle ondervin=ding in die verskillende bewerkingstegnieke, sonder dat enige onkoste aangegaan is, opgedoen.

'n Volledige uiteensetting van die funksies wat die program "Dupram" kan uitvoer, word van die beheerkaar=te wat gebruik word, verkry. Die funksies van die be=heerkaarte word in bylae A beskryf.

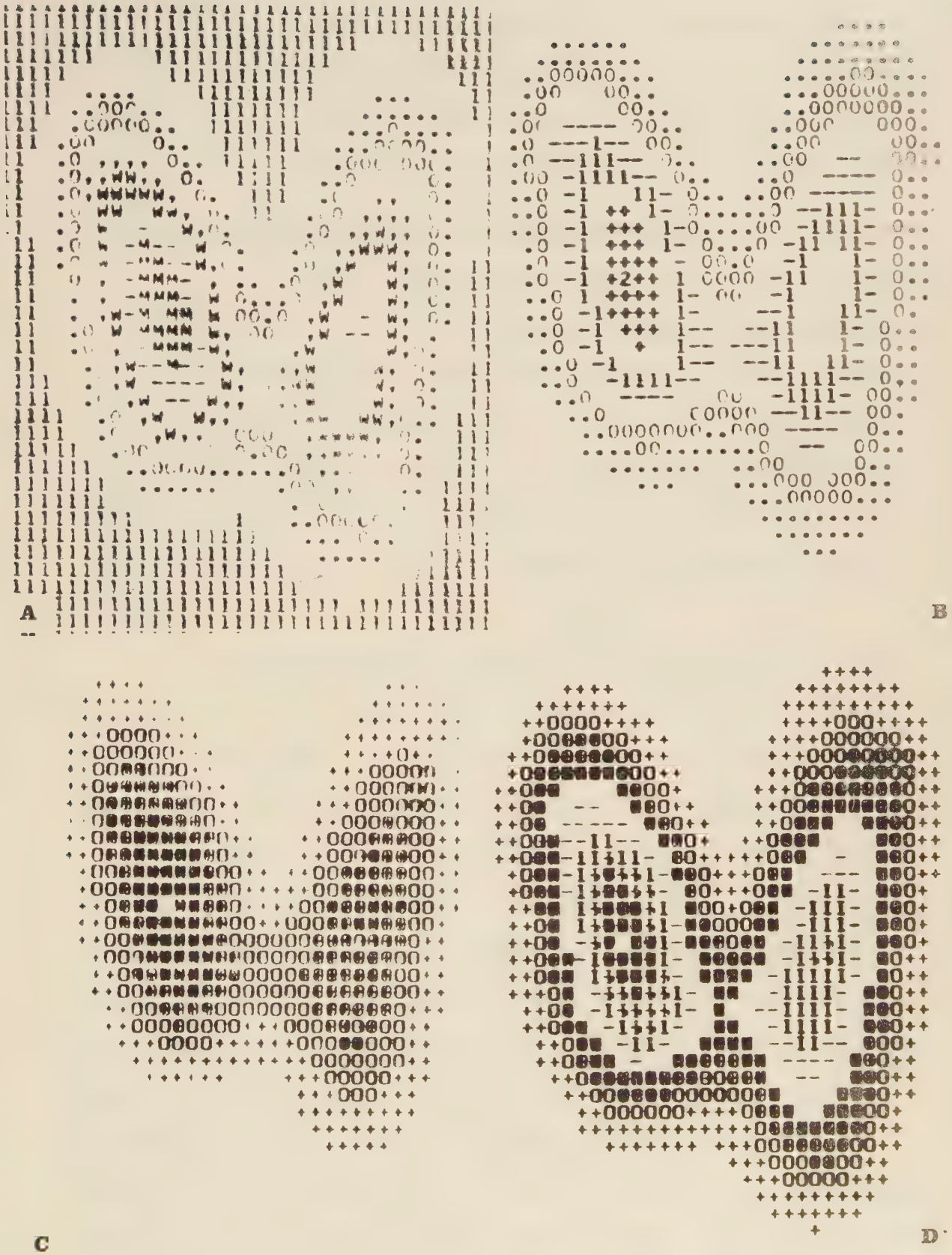
Die bewerkings wat met die program "Dupram" uitgevoer word, sal kortliks bespreek word. Die eerste 4 beheerkaarte bevat simbole vir die vertoon van die flik=kergram. Die gebruik hiervan sal later verduidelik word.

Beheerkaart 5 word vir die opskrif, pasiënt inligting en die soort flikkergram wat uitgevoer is, gebruik. Die veranderlike NRUNS beheer die aantal flikkergramme wat ingelees word, en word by verhouding-, sommasie- en sub= traksietegnieke gebruik. Met FNORM en IADD op beheer= kaart 7 word normalisasie waardes as ook sommasie-, verhouding- en subtraksieflikkergrafie selekteer. Met behulp van IDIV en ADIK op beheerkaart 8 word isotoopener= gie oorvleueling by hartflikkergrafie en dikte berekening by ^{123}I dubbelle fotonenergie attenuasietegnieke verkry.

IPRIN op beheerkaart 6 beheer die uitdruk van data. Data word terselfdertyd integreer oor rye of kolom= me. Om digitale data van die oorspronklike flikkergram, na vergladding en restourasie te verkry, word IRT gebruik en dit het 'n program verandering genoodsaak. Die pro= gram het aanvanklik net die oorspronklike data uitgedruk. Om data vir beeldevaluering na vergladding en restourasie te verkry, is die program dus verander. IPLOT beheer die lees van flikkergramdata op die magneetband, terwyl be= heerkaart 24 die latere drie-dimensionele verwerking deur "DUPLOD" beheer.

Rye, kolomme en ook rye en kolomme kan deur INTR, INTC en ITR omgeruil word. Die fasiliteit was gebruik wanneer flikkergrafering aan die bokant van die pasiënt begin is. Die beeld word dan onderstebo vertoon indien dit nie omgekeer word nie.

Agtergrond-korreksie is 'n standaard fasiliteit wat deur BIAS uitgevoer word. Weens die kort halfleef= tyd van isotope soos ^{113m}In en ^{18}F is die program verander



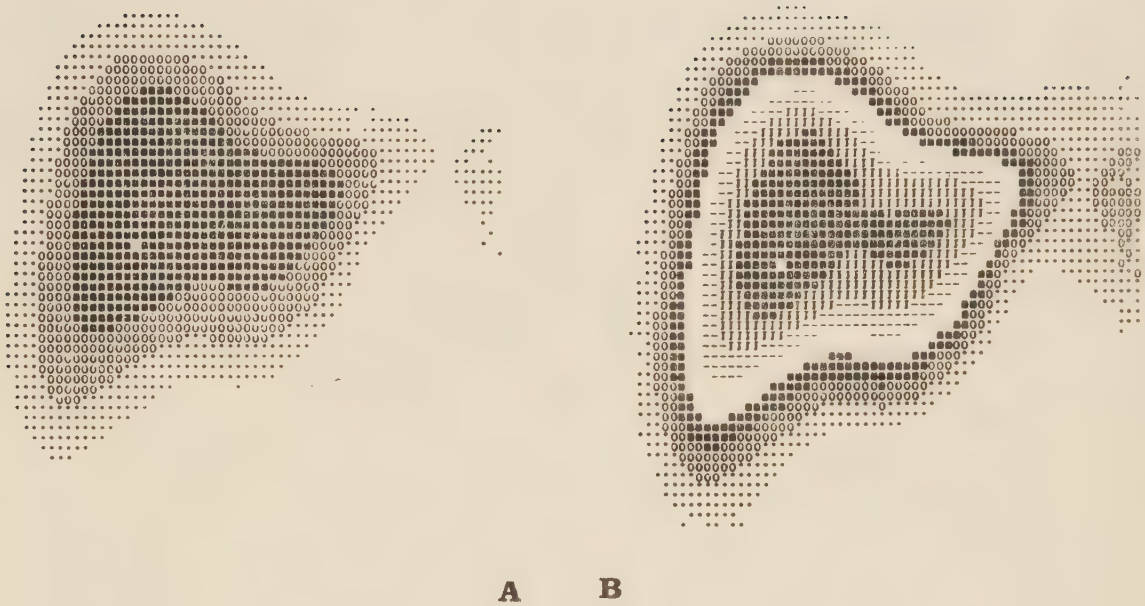
Figuur 3.1 Verskillende metodes van beeldvertoon wat met behulp van die lyndrukker ondersoek is.

om vervalkorreksie uit te voer. Met DECAY, THALF en TINCR by beheerkaart 8 is die vervalkorreksie beheer. SMOOH, NDYNA en NDYMO het vergladding in werking gestel en IRCOV het restourasie kontroleer. Die res van die beheerkaarte bestaan uit filterelementwaardes wat ingelees word vir vergladding en restourasie.

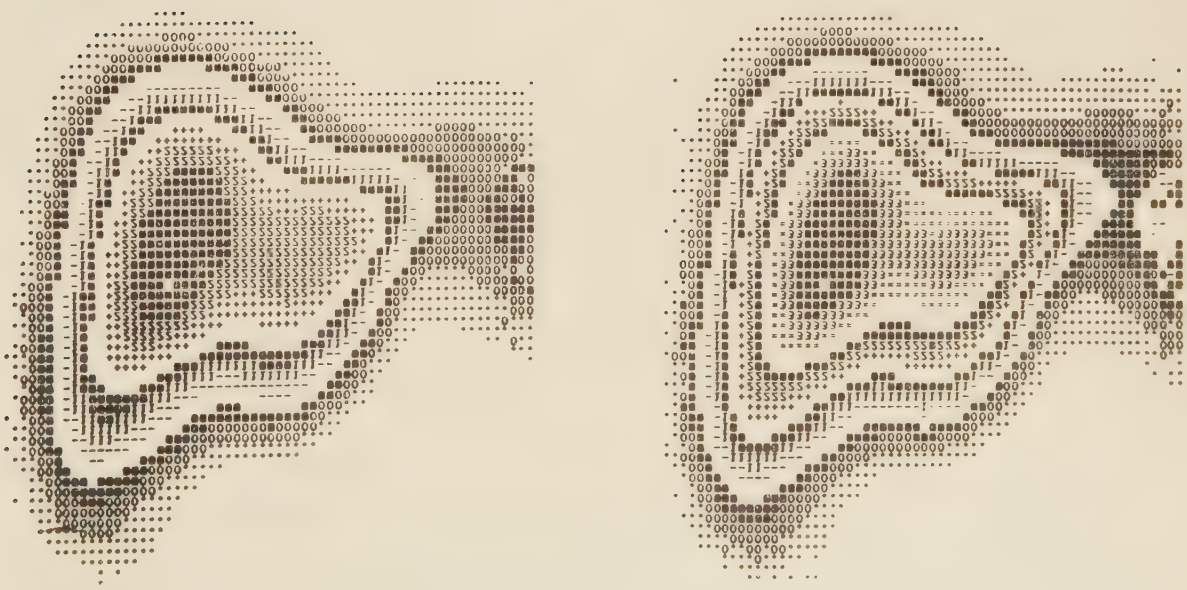
3.4 VERTOON VAN FLIKKERGRAMME NA BEELDVERHOGING.

In hierdie verhandeling word veral aandag geskenk aan beeldverwerking wat met algemene rekenaars uitgevoer is. Die verwerkte data kon egter nie op die ossilloskoop van die veelkanaalanaliseerder vertoon word nie aangesien dit nie moontlik was om data by die veelkanaalanaliseerder in te lees nie. Dus die enigste metode waarmee data vertoon kon word, was om van die vinnige lyndrukker gebruik te maak.

Flikkergramme is aanvanklik met behulp van iso-tellingkurwes waar elke tellingsgebied of kontoer deur 'n simbool voorgestel is, vertoon. Die iso-telling lyne is aanvanklik deur die volgende karakters voorgestel: blanko, 'n klein simbool soos byvoorbeeld 'n punt en dan 'n groter simbool soos byvoorbeeld 'n X (Fig. 3.1a). Ander metodes van vertoon is ook ondersoek. Deur karakters oormekaar te druk word meer kontras verkry. Met behulp van herdrukking kan iso-telling-kurwes dus agtereenvolgens verdig word (Fig. 3.1b) of elke iso-telling-kurwe kan van digtheid verander om dus 'n breër kontoerlyn te vorm (Sien Fig. 3.1c) en 3.1d). Laasgenoemde metode van beeldvertoon het uitstekende resultate gelewer. Elke kontoerlyn bestaan dus uit 4 karakters wat wissel van blanko tot



A B



C D

Figuur 3.2 'n Voorbeeld van veelvuldige kontoer beeldvertoon wat met die lyndrukker uitgevoer word.

'n digte swart vierkant (Fig. 3.1d). Met behulp van beheerkaarte 1 tot 4 word die simbole ingelees. Die simbole word in tabel 3.1 gegee.

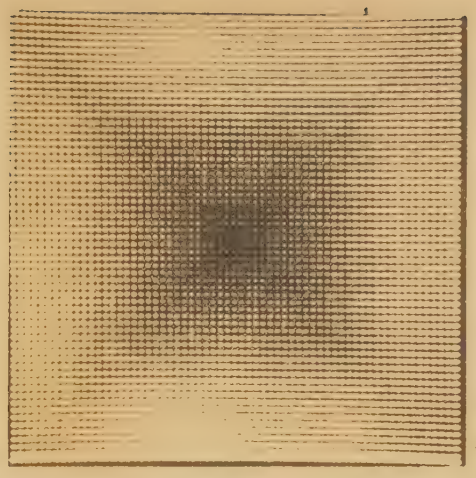
TABEL 3.1 SIMBOLE OM ISO-TELLINGKURWES TE VERKRY.

Kaart	1 b . O M b	- 1 M b	+ 2 M b	- 3 M b	. 4 M
Kaart	2 b . O W b	- 1 W b	+ 2 W b	- 3 W b	. 4 W
Kaart	3 b b O M b b	1 M b b	2 M b b	3 M b b	4 M
Kaart	4 b b b O b b b	O b b b	O b b b	O b b b	O
Simbool	. O ■	- 1 ■	+ 2 ■	- 3 ■	. 4 ■

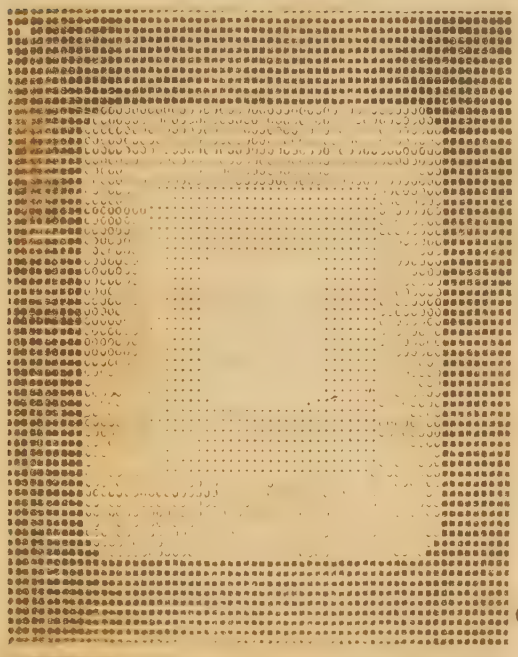
Om die besonderhede of detail wat met beeldverwerking verkry kan word, te ondersoek, is van veelvuldige beelde gebruik gemaak. Nadat vergladding uitgevoer is, word 5 beelde met toenemende detail uitgedruk. Dieselfde prosedure word herhaal nadat restourasie uitgevoer is (Fig. 3.2). Die eerste beeld wat vertoon word bestaan uit 4 karakters en die beeld varieer van blanko tot maksimum digtheid (Fig. 3.2a). Die volgende beelde bestaan vervolgens uit 8, 12, 16 en 20 simbole (Fig. 3.2b, c en d). Met die metode is die kontras lineêr. Deur meer simbole te gebruik word die detail van die beeld verhoog. Die eerste beeld is van groot waarde om relatiewe maksimum en minimum intensiteitsgebiede te verkry. Die ander beelde is aanvullend om meer detail te verkry.

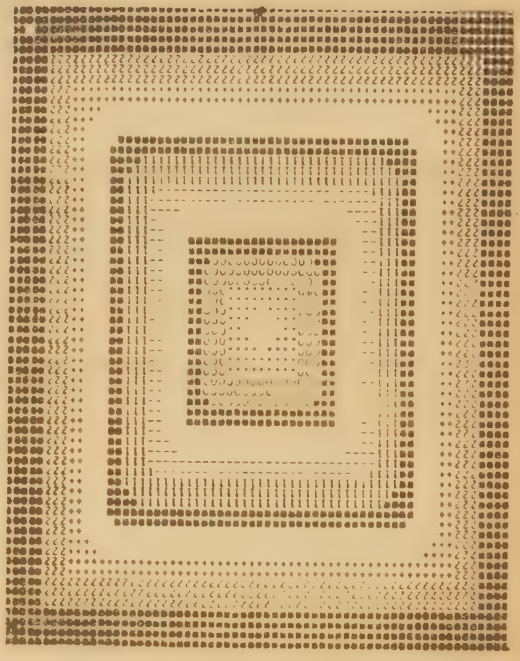
Omdat die afstand tussen karakters wat in lyne en kolomme voorkom nie dieselfde is nie, is die beeldasse nie in dieselfde verhouding nie. Die afstand tussen karakters in 'n kolom is 2,5 mm en in 'n ry 3,2 mm. Die reghoekige voorkoms het nie 'n probleem by die interpretasie van flikkergramme veroorsaak nie en kan in elk geval opgelos word deur intrapolasie.

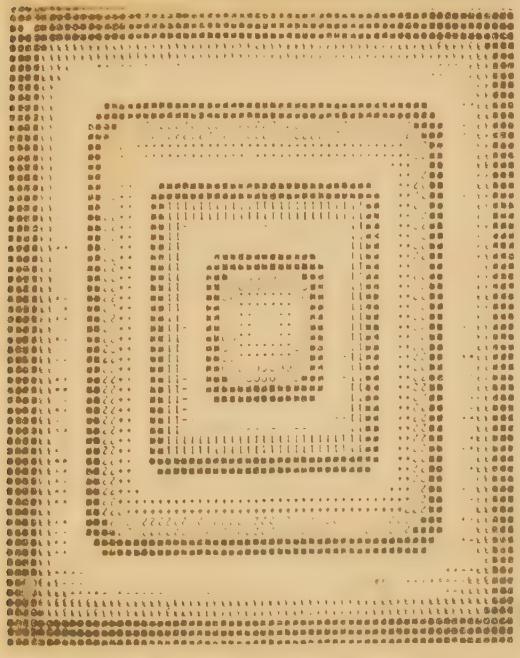
3.10/Figuur 3.3 .....

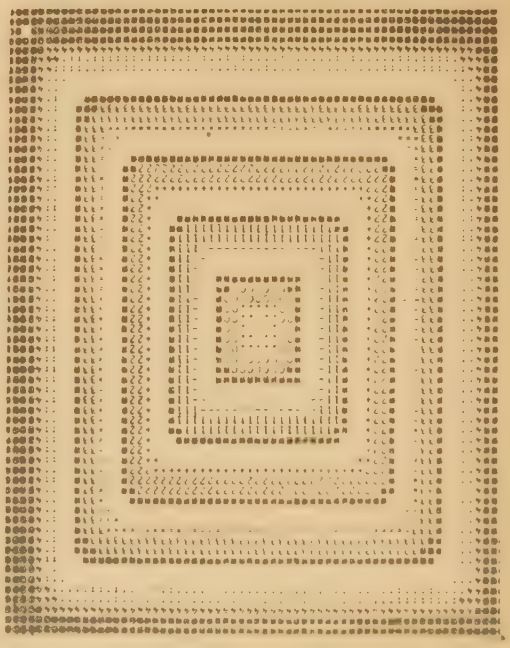

A

B


C


D


E


F

Figuur 3.3 Die verskillende metodes van die vertoon van 'n toetspatroon.

Figuur 3.3 (a) is die twee dimensionele vertoon en (b) is die drie dimensionele vertoon op die veelkanaalanalisseerder ossilloskoop. (c) tot (f) is dieselfde beeld met die lyndrukker vertoon.

Die verskillende metodes waarmee 'n toetspa= troon vertoon kan word, word deur Figuur 3.3 illustreer. Die beperkende kontras van die Polaroid-film word in Fig. 3.3a demonstreer. In Fig. 3.3b word die beperking in kontras oorkom deur die beeld drie dimensioneel voor te stel. Statistiese fluktuasies bemoeilik egter die interpretasie van drie dimensionele beelde gedurende kli= niese flikkergrafie. As vergladding voor vertoon toege= pas word, sal die drie dimensionele beelde van groter waarde wees.

Die beperkende kontras wat met die lyndrukker verkry word, word oorkom deur van kontoerlyne en veelvul= dige beelde gebruik te maak. Die gebruik van veelvuldige beelde met 'n toenemende mate van detail word in Fig.3.3c tot Fig.3.3f uitgebeeld.

4. DIE BEPALING VAN DIE BEELDENDE EIENSKAPPE VAN FLIKKERGRAFEERDERS EN VAN RADIOISOTOPE.

4.1 PROBLEEMSTELLING.

4.2 OORSIG.

4.3 DIE METODE VAN DIE EVALUASIE VAN BEELDENDE EIENSKAPPE

- 4.3.1 Sensitiwiteit
- 4.3.2 Ruimte oplosvermoë
- 4.3.3 Die meriete indeks

4.4 EKSPERIMENTELE BEPALING VAN DIE MODULASIE-TRANSFORMASIE-FUNKSIE EN MERIETE INDEKS.

- 4.4.1 Lynbronweergawe funksie
- 4.4.2 Area-sensitiwiteit
- 4.4.3 Die berekening van die modulasie-transformasie-funksie

4.5 DIE TOEPASSINGS VAN DIE MERIETE INDEKS VIR KOLLIMATOR EVALUASIE.

- 4.5.1 Kollimator parameters
- 4.5.2 Metode
- 4.5.3 Die vergelyking van die volle wydte by half-maksimum, die modulasie-transformasiefunksie en die meriete indeks
- 4.5.4 Die invloed van die ruimtehoek op die meriete indeks
- 4.5.5 Die invloed van die gesigsveld R op die meriete indeks

4.6 MERIETE INDEKS VIR DIE EVALUASIE VAN ^{113m}In EN ^{99m}Tc

- 4.6.1 Fisiese eienskappe
- 4.6.2 Metode
- 4.6.3 Resultate

4.7 DIE GEBRUIK VAN DIE MODULASIE-TRANSFORMASIEFUNKSIE OM DIE EFFEK OP DIE OPLOSVERMOË VAN ^{124}I KONTAMINASIE BY ^{123}I TE ONDERSOEK.

- 4.7.1 Fisiese eienskappe
- 4.7.2 Metode
- 4.7.3 Resultate

4.8 GEVOLGTREKKINGS.

4. DIE BEPALING VAN DIE BEELDENDE EIENSKAPPE VAN FLIKKERGRAFEERDERS EN VAN RADIOISOTOPE.

4.1 PROBLEEMSTELLING.

Om die akkurate diagnose van tumore en ander defekte by roetine flikkergrafie te verseker, is dit noodsaaklik dat die beeldende eienskappe wat met flikker=grafeerders en radioisotope verkry kan word, bekend moet wees. Die metode van evaluasie moet dus so wees dat alle faktore by flikkergrafiese ondersoeke evalueer kan word. Dus, die invloed van byvoorbeeld kollimators, ver=strooiing en radioisotope moet bepaal kan word. Wanneer beeldverbetering met digitale dataverwerking uitgevoer word, moet die verbetering in algehele oplosvermoë ook evalueer kan word. Die doel van hierdie ondersoek was dus eerstens om 'n metode te vind wat die beeldende eien-skappe van flikkergrafeerders akkuraat weergee.

Die kollimator is die belangrikste komponent wat die beeldende eienskappe van 'n flikkergrafiese sis=teem bepaal. Om die optimum beeldweergawe gedurende roetine flikkergrafiese ondersoeke te verkry is die kennis van die beeldende eienskappe van kollimators noodsaaklik. Dié inligting van die kollimators wat in roetine gebruik was, was nie beskikbaar nie. Slegs studies wat die ruim=te oplosvermoë van kollimators in lug weergee was vante=vore uitgevoer.

Die doel van die ondersoeke was dus tweedens om die beeldende eienskappe of algehele oplosvermoë van die sewe kollimators wat in gebruik was te bepaal. Verder is die metings in 'n weefselekwivalente medium uitgevoer sodat die

invloed van weefselattenuasie en verstrooiing ook verkry kon word.

Die doel van hierdie ondersoek was derdens om radioisotope wat onlangs vir gebruik beskikbaar gestel is, te evalueer. Die radioisotope ^{113m}In en ^{99m}Tc is vergelyk in terme van die beeldende eienskappe wat met hulle verkry word. ^{99m}Tc is 'n radioisotoop wat verkry word van 'n moederbron en dit lewer 'n lae stralingsdosis aan pasiënte gedurende flikkergrafiese ondersoeke. Dié radioisotoop was al teen 1965 in algemene gebruik vir die flikkergrafie van brein-, lewer-, nier-, plasenta-, long- en hartondersoeke. Gedurende 1968 is ^{113m}In vir gebruik beskikbaar gestel en ook dié isotoop kon vir algemene flikkergrafie gebruik word. Aangesien beide isotope vir dieselfde flikkergrafiese ondersoeke gebruik kan word, is die twee isotope in terme van hul beeldende eienskappe vergelyk.

By die ondersoek na die gebruik van ^{123}I is vermoed dat die ^{124}I kontaminasie wat teenwoordig was, beelddegradasie veroorsaak. Dit is egter onmoontlik om van flikkergrafiese beelde kwantitatiewe inligting aangaande die invloed van die verstrooiing van die hoë energie fotone van ^{124}I op die oplosvermoë van die kollimator te verkry. Dus is die degradasie kwantitatief evalueer, deur die ruimteoplosvermoë van 'n kollimator te bepaal, wanneer ^{123}I gekontamineerd met ^{124}I as radioisotoop gebruik is.

Beeldverbetering sal in hoofstuk 5 ondersoek word om die algehele oplosvermoë van 'n flikkergrafeerder

te verhoog en om sodoende ook vir die beelddegradasie, soos veroorsaak deur ^{124}I, te vergoed. Om die bewer=king uit te voer moet die ruimteoplosvermoë van die sis=teem, vir die isotoop van belang, egter ook bekend wees. Dus, die bepaling van die beeldende eienskappe is nie alleen van belang vir die evaluasies van byvoorbeeld kollimators en radioisotope nie, maar dit is ook nood=saaklik by die uitvoering van digitale beeldverbetering.

4.2 OORSIG.

Die beeldende eienskappe van die flikkergra=fiesisteem is deur 'n groot aantal metodes evalueer. (Gottschalk 1968, IAEA 1969). Die meeste metodes berus egter op die waarneming van 'n bepaalde grootte letsel onder geselekteerde omstandighede sodat die resultate nie veralgemeen kan word nie. In analoog met ontwikke=lings in die optika het Beck (1964) die modulasie-trans=formasiefunksie (MTF) voorgestel as 'n metode om ruimte=oplosvermoë te meet. Hy het die modulasie-transformasie=funksie eksperimenteel bepaal met 'n Siemenssterpatroon. Die metode is ook aanvanklik gebruik en is nog van nut om die oplosvermoë van die sisteem in beeld te bepaal (Lötter 1968). Cradduck (1968) het egter aangetoon dat die modulasie-transformasiefunksie soos deur Beck voor=gestel, ekwivalent is aan die Fourier-transformasie van 'n lynbron. Die akkuraatheid van die modulasietrans=formasiefunksie bepaling is hierdeur verhoog en die me=tode was ook eksperimenteel eenvoudiger. Sedertdien is die modulasie-transformasiefunksie deur 'n groot aantal werkers gebruik (Beck 1969b, McIntyre 1969, Rollo 1970).

Die modulasie-transformasiefunksie het ook toepassing gevind in radiologie (Rossman 1969, Wilkie 1969), terwyl die oplosvermoë van die oog ook met behulp van die metode ondersoek is (Van Nes 1967, Gubish 1967).

Aangesien die beeldende eienskappe van 'n sis= teem nie alleen van die ruimteoplosvermoë afhang nie, is die sensitiwiteit van die sisteem ook van belang. Die sensitiwiteit word, om eksperimentele waarnemings te ver= eenvoudig, uitgedruk in terme van area-sensitiwiteit. Beck (1964,1969b) het egter beide die modulasie-trans= formasiefunksie en die sensitiwiteit saamgevat in 'n meriete indeks (MI). Hierdie meriete indeks het hy toe= gepas om die effek van verstrooiing te ondersoek. Dit sal in hierdie ondersoek aangetoon word dat die ruimteop= losvermoë van kollimators volledig deur die modulasie-transformasiefunksie weergegee word en dat die algehele beeldende eienskappe akkuraat deur die meriete indeks bepaal word (Lötter 1970).

4.3 DIE METODE VAN EVALUASIE VAN BEELDENDE EIENSKAPPE.

Die beeldende eienskappe van kollimators word deur die ruimteoplosvermoë en sensitiwiteit bepaal. Die beeldende eienskappe van sisteme moet dus in terme daar= van evalueer word.

4.3.1. Sensitiwiteit.

Die sensitiwiteit S van 'n sisteem is die ver= houding van die aantal fotone waargeneem of teltempo C, en die aantal fotone uitgestraal deur die bron. Wanneer radioisotope vergelyk word is dit gerieflik om die

sensitiwiteit in terme van aktiwiteit in mikrocurie te vergelyk, en die spesifieke sensitiwiteit C_x word dan gegee deur:

$$C_x = S \times d \text{ tellings per mikrocurie.}$$

waar d = fotontempo uitstraling per mikrocurie.

Die sensitiwiteit kan uitgedruk word as punt, lyn,area of volume sensitiwiteit. Die totale teltempo waargeneem van die bronne word verkry van:

$$C = C_{kol} + C_{strooi} + C_{deur}$$

waar C_{kol} = Teltempo van primêre fotone.

C_{strooi} = Teltempo van die verstrooide fotone wat waar= geneem is.

C_{deur} = Teltempo van fotone wat die omhulsel en septa deurgedring het.

Die verstrooiingsfaktor word defineer as:

$$f_x = \frac{C_{strooi}}{C_{kol}}$$

en die deurdringingsfaktor word gegee deur:

$$f_d = \frac{C_{deur}}{C_{kol}}$$

Dus volg dit nou dat,

$$C = C_{kol}(1 + f_x + f_d).$$

In die praktyk word die waarde van f_x hoofsaak= lik deur die verstrooiing in die bron asook in die weef= sel tussen die bron en detektor bepaal. Dus vir die evaluering van kollimators is weefselekwivalente media tussen die bron en die kollimator gebruik. Die faktor f_d word deur die septadikte en fotonenergie bepaal.

4.7/ Omdat .....

Omdat punt- en lynbronsensitiwiteit met bron=kollimatorafstand verander, is dit nie geskik vir die evaluasie van sensitiwiteit van kollimators nie. Sensi=tiwiteit word gerieflik in terme van area-sensitiwiteit uitgedruk. Die area-sensitiwiteit van goed ontwerpte kollimators varieer slegs in 'n geringe mate met bron-kollimatorafstand. Nietemin, moet die afstand, wat gewoonlik die fokusafstand is, gemeld word wanneer sensi=tiwiteit in terme van areasensitiwiteit uitgedruk word. Die variasie van areasensitiwiteit met bronafstand is 'n funksie van kollimatorseptadeurdringing. Weens self=absorpsie word sensitiwiteit nie in terme van volumebron=ne uitgedruk nie.

Die areasensitiwiteit kan eksperimenteel met 'n areabron verkry word. Dit kan ook van 'n lynbron=weergawefunksie L(x) verkry word deur die berekening (Gregg 1968):

$$C = \int_{-\infty}^{+\infty} L(x)\ dx$$

Dit is gerieflik om van die lynbronweergawe=funksie gebruik te maak, aangesien dit ook gebruik word vir die berekening van die modulasie-transformasiefunksie om die ruimteoplosvermoë te evalueer.

4.3.2 Ruimteoplosvermoë.

Vir die bepaling van die ruimteoplosvermoë is twee punt- of lynbronne gewoonlik gebruik. Dit is gevind dat die twee bronne van mekaar onderskei kan word as die afstand tussen die twee bronne groter is as die volle wydte by half-maksimum (VWHM) van 'n enkele kurwe.

Die wydte by half-maksimum staan bekend as die indeks van oplosvermoë. Die indeks is 'n funksie van bron-kolli= matorafstand en wanneer dit gebruik word, moet die afstand waar dit verkry is, gemeld word. 'n Enkele syfer as 'n indeks weerspieël nie belangrike aspekte soos verstrooiing en deurdringing nie. Ook kan die indeks van die hele sisteem nie van die indeks van afsonderlike komponente soos die kollimator, pulshoogteanaliseerder of teltempo= meter verkry word nie.

Die modulasie-transformasiefunksie (MTF) of ruimtefrekwensie-weergawefunksie is meer geskik vir die evaluering van die oplosvermoë. Die modulasie-trans= formasiefunksie druk die weergawe van 'n sisteem uit as 'n funksie van ruimtefrekwensie, indien die sisteem bloot= gestel word aan 'n areabron van radioaktiwiteit, sinus= vormig gemoduleer in een rigting in die ruimte. Die modulasie-transformasiefunksie is gebaseer op die feit dat alle beelde wat gedurende flikkergrafie waargeneem word in 'n reeks sinusvormige komponente, elkeen met 'n ander frekwensie, verdeel kan word. Beelde met groot besonderhede of detail het 'n groot hoëfrekwensiekomponent. Die hoëfrekwensiekomponent is afwesig by beelde wat grof en sonder fyner besonderhede is. Dus sal die getrouheid waarmee 'n flikkergrafiese sisteem inligting weergee, akkuraat uitgedruk word deur die modulasie-transformasie= funksie.

Die modulasie-transformasiefunksie kan gemeet word deur 'n areabron van radioaktiwiteit, sinusvorming gemoduleer in een rigting, te gebruik. Gestel dat die

4.9/ maksimum .....

maksimum konsentrasie k_{max} en die minimum konsentrasie k_{min} van die radioaktiwiteit in die voorwerp is. Die modulasie van die radioaktiwiteit in die voorwerp, M_v, word gedefineer deur:

$$M_v = \frac{k_{max} - k_{min}}{k_{max} + k_{min}} \qquad 4.1$$

Die modulasie, M_b, van die waargenome teltempo word die beeldmodulasie genoem en dit gee:

$$M_b = \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}} \qquad 4.2$$

waar C_{max} en C_{min} die maksimum en minimum waargenome teltempo's respektiewelik is. Die getrouheid in weer= gawe van die sisteem om die modulasie van die sinusvormige bronaktiwiteit na die beeld oor te dra of te transformeer word deur die modulasie-transformasiefunksie gegee:

$$MTF = \frac{M_b}{M_v} \qquad 4.3$$

Dit is egter nie noodsaaklik om die modulasie-transformasiefunksie met 'n sinusvormige toetsbron te meet nie, aangesien ander metodes wel beskikbaar is. Veronderstel die distribusie van radioaktiwiteit bestaan uit 'n groot aantal lynelemente. Die weergawe van 'n sisteem kan dan verkry word deur die konvolusie van die bronfunksie en die lynweergawefunksie L(xz) van die elemente. Wanneer die bronfunksie sinusvormig is, word die modulasie-transformasiefunksie gegee deur:

$$MTF = (MTF^2_{cos} + MTF^2_{sin})^{\frac{1}{2}}$$

4.10/MTF .....

$$MTF_{cos} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} L(x,z)\cos(2\pi fx)\,dx}{\int_{-\infty}^{+\infty} L(x,z)\,dx} \text{ en } MTF_{sin} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} L(x,z)\sin(2\pi fx)\,dx}{\int_{-\infty}^{+\infty} L(x,z)\,dx}$$

waar L(x,z) die lynbronweergawefunksie is en

f die frekwensie van die bronfunksie is.

Wanneer die lynbronweergawefunksie simmetries is, is die MTF_{sin} veronagsaam klein (Papoulis 1962).

Dit is belangrik om daarop te let dat die modulasie transformasiefunksie met die bron-kollimatorafstand verander en die modulasie-transformasiefunksie moet dus op verskeie afstande bepaal word om die oplosvermoë van die kollimator volledig weer te gee.

4.3.3 Die meriete indeks (MI).

Die akkurate diagnose van defekte berus op die waarneming van 'n abnormale teenoor 'n normale teltempo. Indien die metode van evaluasie dus op 'n statistiese grondslag berus behoort dit suksesvol te wees. Die afleiding van die meriete indeks is as volg:

Laat C_t en C_o die ware teltempo's oor die defek en normale gebied wees. Om die teenwoordigheid van die tumor aan te toon moet die twee teltempo's betekenisvol verskil. Indien die waarnemingsperiode t sekonde is, sal die standaard afwyking dus gegee word deur:

$SD(C_t) = [\frac{C_t}{t}]^{\frac{1}{2}}$ waar C_t = ware teltempo's oor die defek is.

en $SD(C_o) = [\frac{C_o}{t}]^{\frac{1}{2}}$ waar C_o = ware teltempo oor die normale gebied is.

Die waargenome verskil $C_t - C_o$ het standaard afwyking:

$$SD(D_v) = [\frac{C_t + C_o}{t}]^{\frac{1}{2}}$$

Die verskil $C_d = C_t - C_o$ is betekenisvol verskillend wanneer dit ten minste 2 Z-keer groter as die standaard afwyking d is, dit wil sê

$$C_d \geq 2Z[SD\ (D_d)] = 2Z[\frac{C_t + C_o}{t}]^{\frac{1}{2}}$$

waar vir Z = 1 die waarskynlikheid van waarneming 68 persent is en vir

Z = 2 die waarskynlikheid van waarneming 95 persent is.

Die tyd nodig om die afwyking met 'n statistiese noukeurigheid van Z standaard afwykings te bepaal is:

$$t \geq \frac{4Z^2(C_t + C_o)}{(C_t - C_o)^2} = \frac{4Z^2}{Q}$$

Die waarde Q word die meriete indeks genoem en word gegee deur:

$$Q = \frac{(C_t - C_o)^2}{(C_t + C_o)} \geq \frac{4Z^2}{t}$$

Die meriete indeks Q is 'n indikasie van die statistiese noukeurigheid vir die waarneming van 'n defek per waarnemingstyd. Deur die waarnemingstyd lank genoeg te maak kan enige verskil $C_t - C_o$ met enige standaardafwyking Z waargeneem word. Die meriete indeks gee die totale oplosvermoë of beeldende eienskappe van 'n kollimator, terwyl slegs die ruimteoplosvermoë deur die modulasie-transformasiefunksie uitgedruk word.

Die meriete indeks kan, om kollimators te vergelyk, omskryf word:

4.12/ Q = ...

$$Q = 2\overline{C}\left[\frac{C_t - C_o}{C_t + C_o}\right]^2$$

$$= 2\overline{C}(MTF)^2$$

waar $\overline{C} = \frac{1}{2}(C_t + C_o)$ en MTF = modulasie-transformasiefunksie.

Vir die vergelyking van kollimators word die sensitiwiteit uitgedruk in terme van die area-sensitiwiteit C_p. Indien vir vergelykingsdoeleindes van die verskillende kollimators aanvaar word dat $M_v = 1$, dan sal vir 'n frekwensie van f = 0 die MTF = 1 en C_o = 0 wees (vergelyking 4.3 en 4.2). By f = 0 is $C_t = C_p$, waar C_p die spesifieke area-sensitiwiteit met eenhede tellings per minuut per mikrocurie per milliliter is.

Deur die meriete indeks in terme van die spesifieke areasensitiwiteit uit te druk kan kollimators en radioisotope dus vergelyk word. Beck (1969b) het net die gemiddelde teltempo gebruik. Die teltempo's C_t en C_o kan ook bereken word van die vergelyking:

$$C_t = \frac{C_p\ (1 + MTF)}{2}$$

$$C_o = \frac{C_p\ (1 - MTF)}{2}$$

waar C_p = Spesifieke areasensitiwiteit.

Die feit dat die spesifieke areasensitiwiteit 'n faktor in die meriete indeks is, maak die universiële vergelyking van kollimators sowel as radioisotope moontlik.

Radioisotope kan deur van die meriete indeks

4.13/ gebruik.....

gebruik te maak, ook met mekaar vergelyk word. Die energië van fotone wat uitgestraal word, sal beide die ruimteoplosvermoë en sensitiwiteit van die kollima= tor beïnvloed. Die fotonopbrengs per disintegrasie van die isotoop sal ook die spesifieke sensitiwiteit beïn= vloed. Dus kan deur middel van die meriete indeks isotope met ideale beeldende eienskappe selekteer word. In hierdie ondersoek is die meriete indeks veral gebruik om ^{113m}In en ^{99m}Tc te vergelyk. Die stralingsdosis van die twee isotope is baie vergelykbaar en dit speel dus nie 'n rol in die vergelyking nie. Waar radioisotope vir 'n bepaalde kliniese ondersoek evalueer word en waar die stralingsdosis van verskillende isotope per aktiwi= teitseenheid groot is moet die meriete indeks dus om= skryf word in terme van stralingsdosis.

Die beeldende eienskappe by flikkergrafie word akkuraat deur die meriete indeks weergegee aangesien dit 'n funksie van die areasensitiwiteit en die ruimte= oplosvermoë is.

4.4 DIE EKSPERIMENTELE BEPALING VAN DIE MODULASIE-TRANSFORMA= SIEFUNKSIE EN DIE MERIETE INDEKS.

Om die modulasie-transformasiefunksie en meriete indeks te bepaal is die eksperimentele bepaling van die spesifieke areasensitiwiteit en die lynbronweergawe funk= sie nodig. Die waarnemings is uitgevoer volgens die metode soos aanbeveel deur 'n paneel van deskundiges (Mc Intyre 1969).

4.4.1 Lynbronweergawe funksie.

'n Plastiese pyp van 30 cm in lengte en met 'n

4.14/ deursnit .....

deursnit van 1,5 mm, is uniform gevul met die radioiso= toop van belang en is as lynbronweergawe gebruik. Masonite is gebruik as absorberende medium en die kolli= matoroppervlakte is teenaan die Masonite geplaas. Die lynbronweergawe is op 5 verskillende kollimator-bron= afstande van 2,5 tot 12,5 cm bepaal.

TABEL 4.1

ENERGIEVENSTER VAN DIE PULSHOOGTE ANALISEERDER.

Isotoop	^{99m}Tc	^{141}Ce	^{131}I	^{113m}In
Energie-instelling (keV)	125-165	130-170	330-410	355-440

Die sintillasiedetektor met 'n 12,7 cm kristal= deursnee is gebruik. Die uittree van die sisteem is aan 'n pulshoogte analiseerder verbind en die onderste en boonste diskriminator is gestel soos in die tabel 4.1 (Beck 1969b). Om die data te versamel is twee tegnieke ge= bruik. Die een metode was om 'n Picker digitaledubbelle= detektorsisteem te gebruik. Die lynbron was aan die papier van die registreerder geheg. Weens die lae spoed van die registreerpapier kon statistiese akkurate waarnemings verkry word. Die uittree van die pulshoogte analiseerder is aan 'n digitale-teltempometer verbind en die sisteem het die tellings per gekose tydseenheid geïntegreer. Die tydseenheid is so gekies dat die lynbron 0,15 cm in die periode beweeg het. Na elke tydseenheid is die tellings deur 'n drukker uitgepons en 'n analoog-histogram is op dieselfde papierstrook waaraan die lynbron geheg was, verkry. Omdat die lynbron op die papierstrook van die registreerder geheg was, is elke afstandinkrement per telling deur die kaartregistreerder weergegee.

4.15/ Die .....

Die afstand-inkrement kon dus direk op die papierstrook gemeet word.

Die lynbronweergawefunksie is ook met die veel=kanaalanaliseerdersisteem deur flikkergrafie verkry. In die geval is die lynbron in die Masonite absorbeerder ge=plaas. Die lynbron is flikkergrafeer en die tellings per element is in die veelkanaal versamel. Om die akku=raatheid te verhoog en weens die feit dat die detektor relatief vinnig beweeg, is daar herhaaldelik oor die lyn=bron geflikkergrafeer, totdat genoeg tellings geïntegreer is. Alhoewel die flikkergrafeerder so gestel was dat geen lynspasiëring plaasvind nie, is die data vir elke oor=gang in 'n volgende ry in die veelkanaalanaliseerder ver=samel. Die totale tellings oor al die kolomme is deur integrasie met koördinaatskakelaars verkry. Die beeld is ook op die ossilloskoop vertoon. Die data is ook op papierband uitgepons en die effek van verdere beeldver=werking kon evalueer word. Die puntbronweergawefunksie wat vir beeldverhoging gebruik is, is ook bereken vanaf die lynbronweergawe soos hier bepaal.

4.4.2 Areasensitiwiteit.

Alhoewel die areasensitiwiteit deur die integra=sie van die lynbron verkry kon word, is die areasensiti=witeit eksperimenteel met 'n areabron van 30 x 30 x 1 cm verkry. Die sensitiwiteit is in lug by die fokusaf=stand sowel as op 'n afstand van 2,5 cm in 'n Masonite=absorbeerder gemeet.

4.4.3 Berekening van die modulasie-transformasiefunksie.

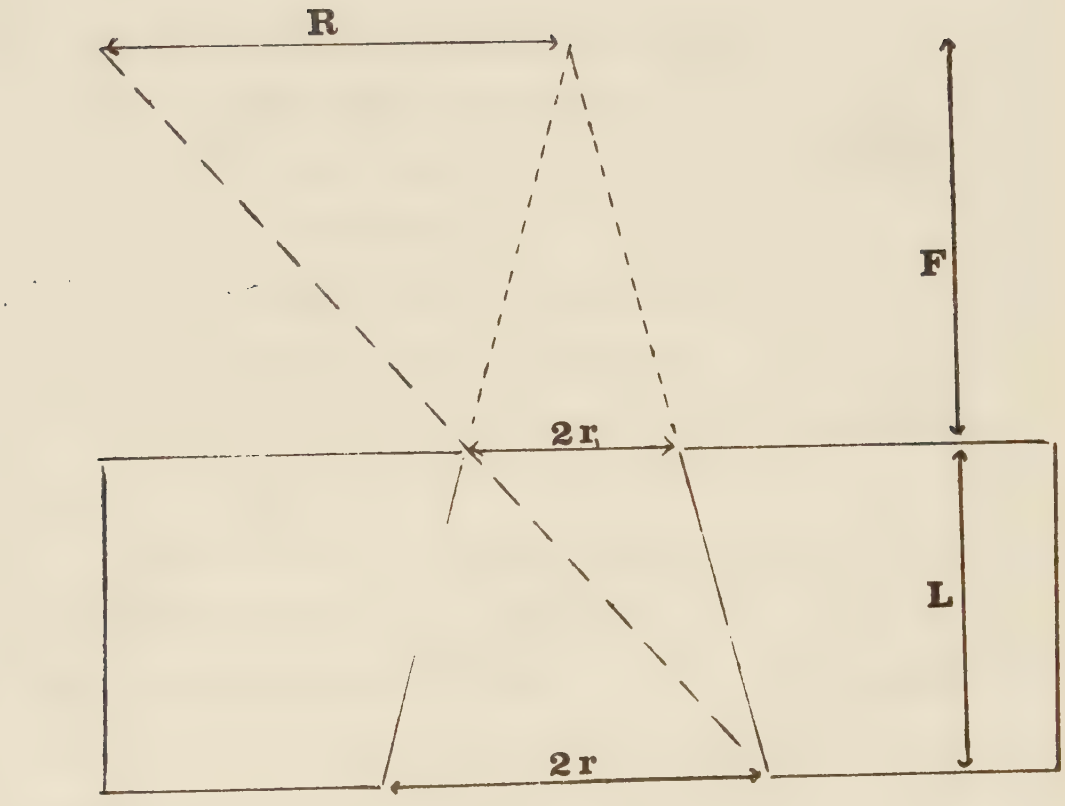
Die data van die lynbronweergawefunksie is op

kaarte gepons en die modulasie-transformasiefunksie is van die diskrete waardes bereken. Aanvanklik is 'n program van Cradduck (1968) gebruik. 'n Meer volledige program COLSCI is deur die Internasionale Atoomkrag Agentskap ontwikkel en aan die skrywer beskikbaar gestel. Die program verglad data, korrigeer vir agtergrond en selfs vir radioisotoopverval. Die program bepaal verder die koördinaat van die maksimum element en die modulasie-transformasiefunksie word dan bereken. Die oorspronklike en gekorrigeerde data en die modulasie-transformasiefunksie word uitgedruk. Die volle wydte by halfmaksimum en die geïntegreerde areasensitiwiteit word ook bereken. Die drie dimensionele grafiese voorstelling met 'n puntstippelaar is ook moontlik.

Die modulasie-transformasiefunksie berekening met die program van Cradduck is op die rekenaar (IBM 1620) van die Universiteit van Stellenbosch uitgevoer. Die berekening van die modulasie-transformasiefunksie het ongeveer 20 minute geneem en aangesien daar 5 bepalings per kollimator uitgevoer is, het dit 'n aansienlike tyd in beslag geneem. Die program COLSCI is op die rekenaar (IBM-360) van die Universiteit van Stellenbosch uitgevoer. Die program het slegs 2 minute per modulasie-transformasiefunksie berekening geneem.

Die meriete indeks is met behulp van die Wang 370-rekenaar bereken.

4.5 DIE TOEPASSING VAN MERIETE INDEKS VIR KOLLIMATOR EVALUASIE.



Figuur 4.1 Kollimator Parameters.

4.5.1 Kollimator Parameters.

'n Fokuserende kollimator bestaan uit 'n aantal heksagonale of ronde gate in 'n lood silinder. Die gate is gefokus op 'n punt soos aangetoon in figuur 4.1. By die ontwerp van kollimators word die deursnee en die aantal gate in die kollimator so gekies dat die doeltreffendheid E 'n maksimum is (Lötter 1968) waar:

$$E = \frac{N\pi R^4}{64F^2(1+\frac{R}{2r})^2} = \frac{N\pi R^4}{64F^2(1+\frac{F}{L})^2}$$

waar : N : aantal gate in die kollimator

R : geometriese gesigsveld

r : deursnee van 'n gat by die kristalkant van die kollimator

F : fokusafstand van die kollimator

L : lengte van die kollimator.

Vir die ontwerp word R,F en die kristaldeursnee D vooraf gespesifiseer.

Dit kan van die vergelyking gesien word dat die areasensitiwiteit van 'n kollimator in 'n hoë mate deur die gesigsveld R bepaal word. Die deursnee D van die kristal en die fokusafstand F bepaal verder die soliede hoek wat die kollimator as geheel by die fokuspunt vorm. Die areasensitiwiteit is eweredig aan die soliede hoek.

Kollimators is in die handel gewoonlik beskikbaar waar die volgende parameters vooraf vasgelê is:

4.5.1.1 Energie gebied.

Lae-energie-kollimators is geskik vir gebruik

by energië laer as 140 keV waar septa deurdringing weg=laatbaar klein word.

Mediumenergie-kollimators word in die gebied 140 tot 500 keV gebruik. Bokant 500 keV word septa=deurdringing 'n groot probleem.

4.5.1.2 Gesigsveld.

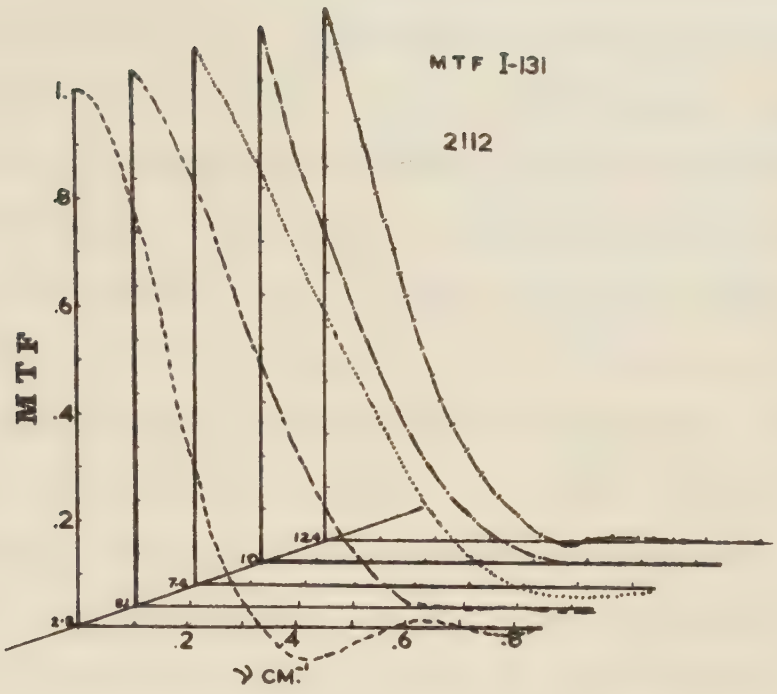
Growweoplosvermoë -kollimators word gewoonlik vir groot organe gebruik waar afwykings van groter as 2 cm opgespoor word. Fynoplosvermoë-kollimators word vir organe soos die tiroïed gebruik waar hoër oplosvermoë verlang word.

Die keuse van die gesigsveld van 'n kollimator is ten nouste aan die sensitiwiteit verbonde. Namate die gesigsveld R afneem om oplosvermoë te verbeter sal die sensitiwiteit vinnig afneem. Aangesien die akkuraatheid waarmee die teenwoordigheid van 'n defek bepaal kan word op beide sensitiwiteit en ruimte oplosvermoë berus, is dit dus noodsaaklik om die beeldende eienskappe van 'n kollimator te ken om die geskikte kollimator vir elke toepassing te vind.

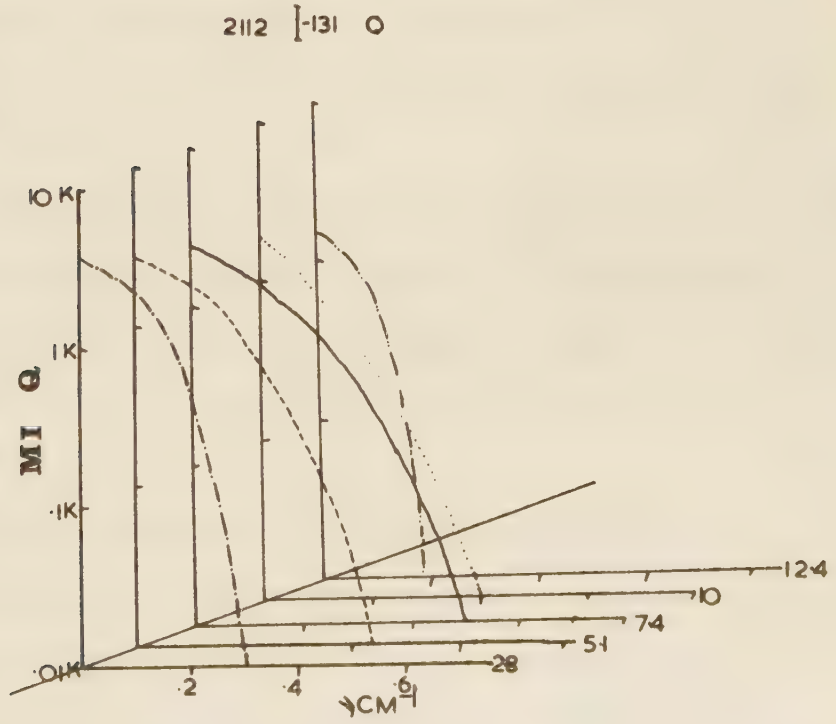
4.5.1.3 Fokusafstand.

Die fokusafstand tesame met die kristaldeursnee sal sowel die ruimtehoek as die sensitiwiteit bepaal. By die 7,6 cm kristaldeursneedetektor is daar gewoonlik net een fokusafstand van ongeveer 8 cm. By die 12,6 cm kristaldeursnee is daar twee fokusafstande. Die soliedehoek van die langfokus-kollimator van 13 cm kom ooreen met die soliede hoek van die 7,6 cm kristaldeursnee detektore. Die kortfokus-kollimator het 'n

4.20/ Figuur 4.2 .....



Figuur 4.2 Die Modulasie-transformasiefunksie van kollimator 2112 op verskillende bron-kollimatorafstande.



Figuur 4.3 Die meriete indeks van kollimator 2112 op verskillende bronkollimatorafstande.

7,6 cm fokusafstand en het dus 'n hoër sensitiwiteit as die langfokuskollimator. Die oplosvermoë van 'n kollimator varieer met diepte en is gewoonlik maksimaal naby die geometriese fokuspunt (Fig. 4.2). Die variasie van die oplosvermoë met diepte sal toeneem indien die fokusafstand verkort word. Dus in die vergelyking van kort- en langfokus-kollimators moet die effek van sensitiwiteit teen diepte afhanklikheid vergelyk word. Verskeie werkers het kollimators met verskillende fokusafstande vergelyk (Tsialas 1970, Christie 1969). Al die vergelykings is in lug gedoen waar attenuasie en verstrooiing geen effek het nie. Daar is ook nie van die meriete indeks gebruik gemaak nie, maar slegs van die lynbronweergawe of modulasie-transformasiefunksie.

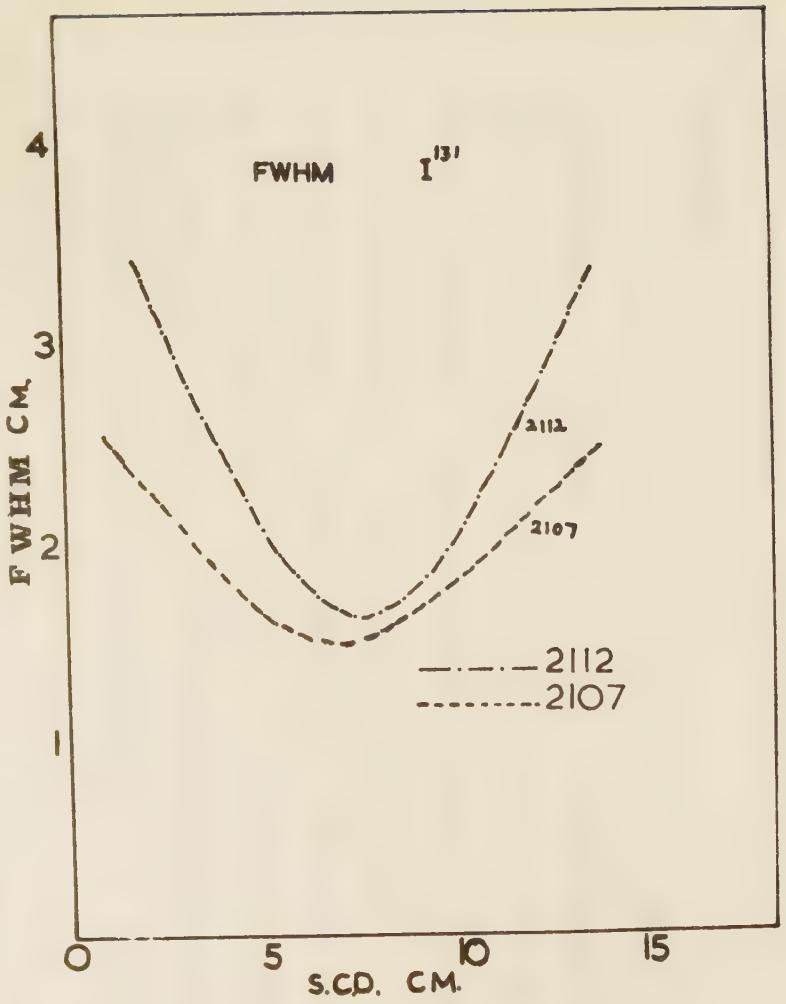
4.5.2 Metode.

Die beeldende eienskappe van sewe verskillende Picker-kollimators is ondersoek. Die kollimator 2107 was die enigste kollimator met 'n deursnee van 7,62 cm. Kollimator 2114A was die enigste kollimator wat ontwerp was om met ^{99m}Tc gebruik te word.

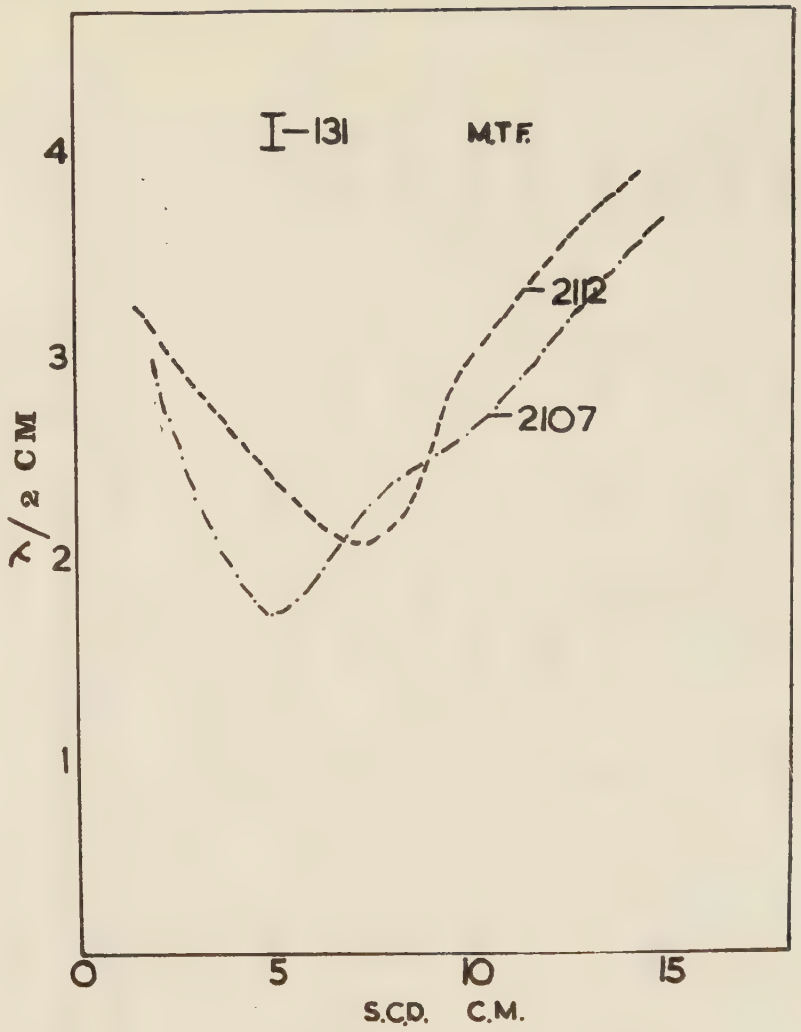
Lynbronweergawefunksies en areasensitiwiteit is vir elkeen van die kollimators bepaal. Die modulasie-transformasiefunksie en meriete indeks is vervolgens bereken en kurwes van die resultate is verkry (Fig. 4.2 en Fig. 4.3).

Die kurwes verskaf volledige inligting aangaande beeldweergawe van die kollimators. Aangesien dit onmoontlik was om al die kurwes in die verhandeling in te sluit, word die resultate in tabel 4.2 opgesom.

4.22/ Figuur 4.4 .....



Figuur 4.4 Die volle wydte by halfmaksimum vir kollimators 2107 en 2112 op verskillende bron-kollimator-afstande.



Figuur 4.5 Die halfgolflengte (λ/2) met veranderende bronkollimatorafstand (SCD) vir die modulasie-transformasiefunksie van 0,5.

TABEL 4.2 BEELDENDE EIENSKAPPE VAN KOLLIMATORS.

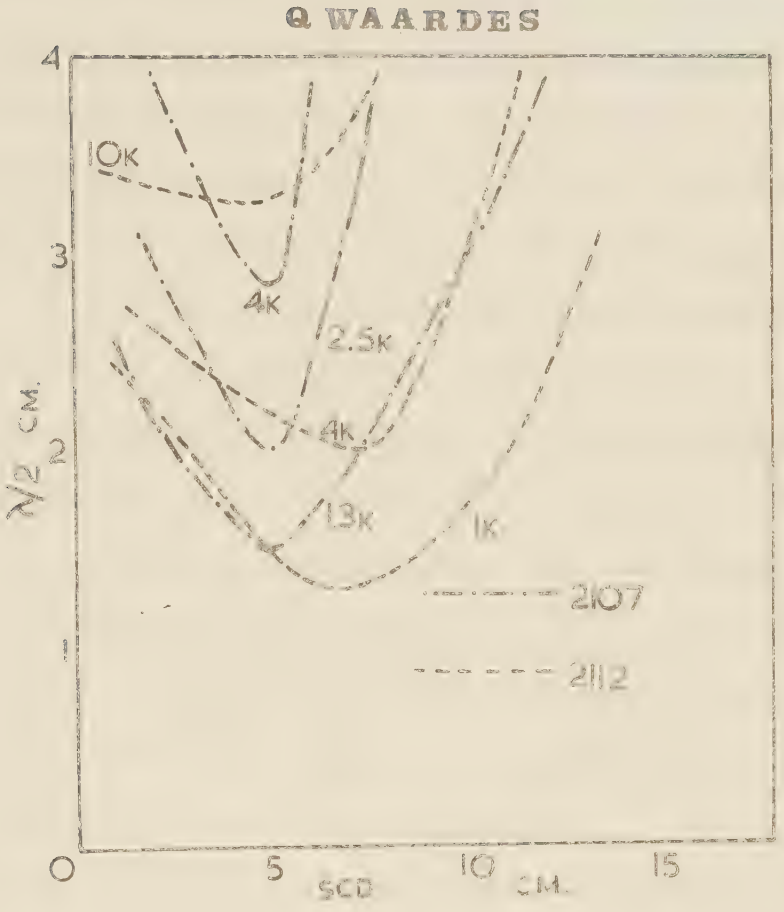
KOLLIMATOR	R(cm)	F(cm)	Isotoop	Q	DEURSNEE	DIEPTE (cm)
2112	1,6	8,7	^{113m}In	4K	2,5	2,5 - 9
2107	1,3	8,2	^{113m}In	4K	3,6	2,5 - 6
2112	1,6	8,7	^{131}I	6K	2,5	2,5 - 9,5
2111	1,3	12,3	^{131}I	2K	2,5	6,0 - 12,0
211B	1,0	12,4	^{131}I	1K	2,5	8,0 - 12,0
2112A	0,6	8,0	^{131}I	2K	2,5	4,0 - 8,5
2112	1,6	8,7	^{99m}Tc	6K	2,5	2 - 8,5
2114A	0,6	6,5	^{99m}Tc	2K	2,5	3 - 9,5
2112A	0,6	8,0	^{131}I	1K	0,8	3 - 6
2111A	0,85	13,0	^{131}I	1K	1,4	10 - 15
2112	1,6	8,7	^{99m}Tc	4K	2,5	1 - 10
2112	1,6	8,7	^{113m}In	4K	2,5	3 - 9

4.5.3 Die vergelyking van die volle wydte by half-maksimum, die modulasie-transformasiefunksie en die meriete indeks.

Om die belangrikheid van die inagneming van die sensitiwiteit en attenuasie by die evaluasie van kollimators te illustreer, sal kollimators 2107 en 2112 vergelyk word.

Kollimators 2107 word met 'n kristal wat 7,6 cm in deursnee is gebruik en het 'n fokusafstand van7,6 cm. Kollimator 2112 word met 'n kristal wat 12,7 cm in deursnee is gebruik, maar is origens omtrent dieselfde. Dit kan verwag word dat weens die groot soliedehoek die beeldende eienskappe van kollimator 2112 skerp met die bron-kollimatorafstand sal verander. Die volle wydte by half-maksimum (Fig. 4.4) en modulasie-transformasiefunksie van 0,5 (Fig. 4.5) illustreer die verskil in

4.24/ Figuur 4.6 .....



Figuur 4.6 Die figuur toon die verandering van tumordeursnee uitgedruk in halfgolflengtes met bron-kollimator diepte (SCD) aan.

ruimteoplosvermoë tussen die twee kollimators waar die kollimator 2107 dan ook minder diepteafhanklik is. Wanneer die twee kollimators in terme van die meriete indeks of die totale beeldende eienskappe vergelyk word, is die kollimators vir die waarneming van volumeafwyking met 'n deursnee van 1-2 cm ongeveer ewe goed tot op 'n afstand van 5 cm (Fig. 4.6), Tot op hierdie diepte kan die verskil in teltempo van die afwyking C_t en normale teltempo C_o met dieselfde statistiese sekerheid gegee word. Vir die deteksie van volume afwykings met deur= snee 2 tot 3 cm het kollimator 2112 'n meriete indeks van 4K, terwyl kollimator 2107 slegs 'n volumedeursnee van 3 - 4 cm met dieselfde sekerheid kon weergee. Verder varieer die deursnee van afwykings wat met dieselfde statistiese sekerheid waargeneem kan word baie oor die kort afstand van 0 tot 5 cm vir kollimator 2107. Dus is die kollimator ten opsigte van die beeldende eienskap= pe in werklikheid meer diepte afhanklik. Dit is dus duidelik dat die ruimteoplosvermoë, uitgedruk in terme van modulasie-transformasiefunksie alleen nie die totale beeldende eienskappe van kollimators weergee nie. Beide die ruimteoplosvermoë en areasensitiwiteit is 'n funksie van die totale beeldende eienskappe soos uitgedruk deur die meriete indeks. Gevolglik is kollimator 2112 beter as kollimator 2107 vir die waarneming van afwykings 2 tot 3 cm in deursnee en dit is ook minder diepteafhanklik.

4.5.4 Die invloed van die ruimtehoek op die meriete indeks.

Om die invloed van die ruimtehoek te bepaal is

growweoplosvermoë-kollimators met verskillende fokusaf= stande vergelyk. Die kollimators 2107 en 2112 is alreeds bespreek. Kollimator 2111 word met die 12,7 cm deursnee= kristal gebruik, net soos kollimator 2112, maar dit is 'n langfokus-kollimator met 'n fokusafstand van 12,3 cm. Die ruimteoplosvermoë van die kollimator, asook teltempo sal dus benaderd dieselfde wees as die van kollimator 2107.

Met 'n ^{131}I bron kan kollimator 2111 'n tumor of afwyking van 2,5 cm in deursnee oor 'n dieptegebied van 6 tot 12 cm met 'n meriete indeks van 2K aantoon (Tabel 4.2). Daarenteen kan kollimator 2112 dieselfde af= wyking met 'n meriete indeks van 6K oor diepte 2,5 tot 9 cm aantoon. Die kollimator 2112 met die groter ruimte= hoek is dus meer doeltreffend as kollimator 2111.

Vir tiroïedflikkergrafie word fynoplosvermoë kollimators gebruik. Om die kollimators te evalueer is die kollimator nie direk op die Masonite geplaas nie. Vir die 7,6 cm fokusafstand-kollimator 2112A was 5 cm tussen die kollimator en Masonite gelaat. Vir die 2111A kolli= mator is 10 cm lug gelaat. Die Kollimators het 'n 2112A en 2111A gesigsveld van 0,6 en 0,85 cm respektiewelik en word by 'n 12,6 cm kristal gebruik. Van die tabel 4.2 kan gesien word dat kollimator 2112A 'n afwyking van 0,8 cm deursnee kan waarneem met 'n meriete indeks van 1K. Vir dieselfde meriete indeks kan die langfokusafstandkollima= tor slegs 'n afwyking van 1,4 cm deursnee aantoon. Dus sal die kollimator 2112A afwykings met 'n groter statis= tiese sekerheid aantoon. Wanneer die pasiënt se ken dit

onmoontlik maak om die kollimator op 'n afstand van 5 cm vanaf die nek te plaas moet die langfokusafstand-kollima= tor 2111A gebruik word. Die kollimators is baie diepte= afhanklik en dit is dus van groot belang dat die regte velkollimatorafstand altyd gehandhaaf word.

4.5.5 Die invloed van die gesigsveld R op meriete indeks.

Die kollimator 2111B en 2111 het albei 'n fokus= afstand van ongeveer 12,3 cm en word met 'n 12,7 cm kristal gebruik. Kollimator 2111 het 'n gesigsveld R van 1,3 cm terwyl dié van kollimator 2111B 1,0 cm is. 'n Afwyking van 2,5 cm kan op 'n diepte-gebied van 6 tot 12 cm met 'n meriete indeks van 2K met kollimator 2111 waargeneem word. Die kollimator 2111B kan dieselfde afwyking met 'n meriete indeks van 1K oor 'n dieptegebied van 8 - 12 cm vertoon. Die resultaat toon die invloed op die sensitiwiteit van die vermindering van die gesigsveld R aan en die kollimator 2111 is dus beter as 2111B vir die waarneming van afwykings wat 2,5 cm in deursnee is.

Die invloed van die gesigsveld R is verder illus= treer deur kollimators 2114A en 2112 te vergelyk. Kolli= mator 2114A is vir ^{99m}Tc ontwerp en het 'n fokusafstand van 6,5 cm en 'n 0,6 cm gesigsveld. 'n Afwyking van 2,5 cm in deursnee kan op 'n dieptegebied van 3,0 tot 9,5 cm waar= geneem word met 'n meriete indeks van 2K. Deur gebruik te maak van die mediumenergie-kollimator 2112 kan dieself= de afwyking met 'n driekeer groter waarskynlikheid oor 'n diepte gebied van 3,0 tot 9,5 cm aangetoon word. Die sensitiwiteit van kollimator 2114A wat vir ^{99m}Tc ontwerp is, is 1,5 tot 2,0 keer hoër as dieselfde kollimator wat

vir medium energie fotone ontwerp is. Vir ^{99m}Tc kan die septa dunner wees en die kristaloppervlakte wat aan straling blootgestel word, is dus groter. Die dunner septa kan dus nie vir die verlies van sensitiwiteit as gevolg van die hoë oplosvermoë, vergoed nie.

4.6 MERIETE INDEKS VIR DIE EVALUASIE VAN ^{113m}In en ^{99m}Tc.

4.6.1 Fisiese eienskappe.

Beide ^{99m}Tc en ^{113m}In is isotope wat 'n lae stralingsdosis lewer en wat vir 'n groot aantal ondersoeke gebruik kan word. ^{113}Sn verval na ^{113m}In deur elektronvangs. ^{113}Sn het 'n halflewe van 115 dae en ^{113m}In straal 'n gammafoton van 392keV uit wanneer dit verval. Daar vind ook interne-omsetting plaas sodat daar 65 persent gammafotone van 392 keV per disintegrasie uitgestraal word. ^{99}Mo verval deur beta-verval na ^{99m}Tc. ^{99}Mo het 'n halflewe van 67 uur en dié van ^{99m}Tc is 6 uur. Interne-omsetting vind plaas sodat daar 88 persent fotone van 140 keV per disintegrasie uitgestraal word.

Wanneer die twee isotope vergelyk word, is die halflewe van 6 uur van ^{99m}Tc meer gerieflik as die 1,67 uur van ^{113m}In. Die energie van die ^{99m}Tc fotone van 140keV is die optimum energie vir flikkergrafie (Beck 1969b) Aangesien die Compton-verstrooiing wat in die pasiënt ontstaan het in die fotopiek ingesluit word, is 'n asimmetriese energievenster egter noodsaaklik wanneer ^{99m}Tc gebruik word (Beck 1969b). Die 392 keV energie van ^{113m}In maak die gebruik van dikker septa nodig en die areasensitiwiteit word dus verminder. Die hoër aantal fotone per disintegrasie van ^{99m}Tc, is ook 'n ander voordeel van die isotoop.

4.29/ 4.6.2. Metode .....

4.6.2 Metode.

Lynbronne van ^{113m}In en ^{99m}Tc is gemeet om die lynbronweergawe-funksie te verkry. 'n Growweoplosvermoë Kollimator (Picker 2112) is vir beide isotope gebruik. Die kollimator is 'n mediumenergie-kollimator en dus geskik vir die gebruik met ^{113m}In. 'n Lae-energie-kollimator met soortgelyke oplosvermoë vir gebruik met ^{99m}Tc was nie beskikbaar nie.

Die diskriminator-instellings wat gebruik is, is ingestel soos vantevore beskryf is (Tabel 4.1) en aandag is veral geskenk aan die akkurate instelling van die venster vir ^{99m}Tc. Die lynbronweergawe-funksie van ^{113m}In is vir verval korrigeer voordat dit verder verwerk is.

4.6.3 Resultate.

Die resultate toon aan dat die verskil in die ruimteoplosvermoë van die twee isotope klein is. Die waarskynlikheid is egter groter in terme van die meriete indeks om 'n 2,5 cm deursneeafwyking oor 'n groter dieptegebied met die ^{99m}Tc te verkry. Met 'n meriete indeks van 4K kan 'n 2,5 cm deursnee afwyking oor 'n dieptegebied van 1 tot 10 cm met ^{99m}Tc en 3 tot 9 cm met ^{113m}In verkry word. (Tabel 4.2). Die beter vertoning van ^{99m}Tc is hoofsaaklik te danke aan die hoë fotondisintegrasie-tempo van die isotoop. Weefsel attenuasie sal by dieptes groter as 10 cm veroorsaak dat ^{113m}In beter resultate lewer. Vir diepliggende organe of afwykings sal die ^{113m}In dus beter funksioneer. Met 'n lae-energie-kollimator sal nog

4.30/ beter .....

beter resultate met ^{99m}Tc verkry word. Weens die dun kristal van die gammakamera is dié isotoop ook veel meer geskik vir hierdie instrument, as ^{113m}In. Dit geld ver= al by dinamiese studies waar die sensitiwiteit van groot belang is.

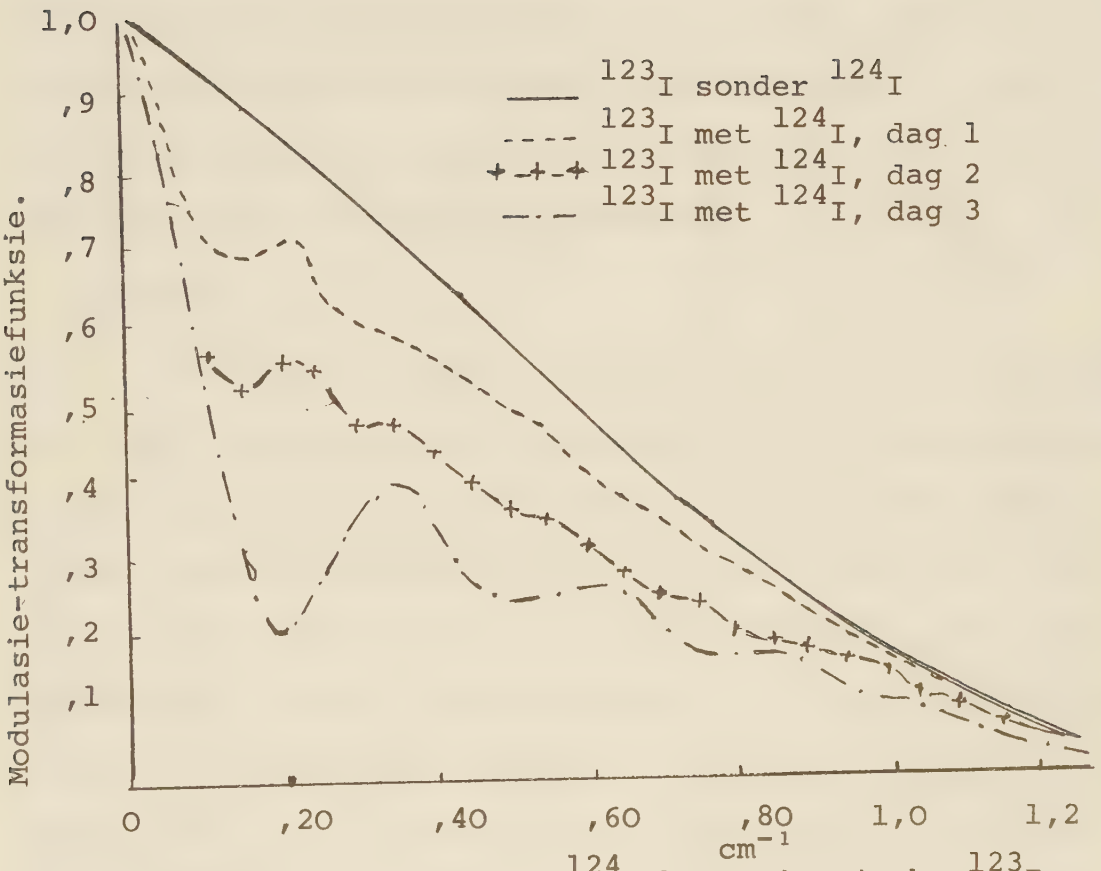
Weens die feit dat beide isotope 'n kort half= leeftyd het, en in isometriese toestande is, is die stra= lingsdosis dan van beide isotope laag. Dit speel dus nie 'n groot rol in die vergelyking van die twee isotope nie.

Die gebruik van ^{99m}Tc geniet voorkeur tensy prak= tiese faktore soos die gemak van bereiding van ander ver= bindings en ekonomiese oorwegings, meer belangrik is.

4.7 DIE GEBRUIK VAN DIE MODULASIE-TRANSFORMASIEFUNKSIE OM DIE EFFEK OP DIE OPLOSVERMOË VAN ^{124}I KONTAMINASIE BY ^{123}I TE ONDERSOEK.

4.7.1 Fisiese eienskappe.

Van al die isotope van jodium is ^{123}I verreweg die mees geskikste isotoop vir tiroïedfunksiebepalings (sien hoofstuk 7). Weens die lae stralingsdosis aan pasiënte, is dit veral geskik vir flikkergrafie. By flikkergrafie met ^{123}I was die invloed van ^{124}I kontamina= sie op die oplosvermoë onseker. ^{124}I verval deur elek= tronvangs en positron-uitstralings, gevolg deur 511 keV (50% per disintegrasie) en 603keV (66% per disintegrasie) gammafotone. Die deurdringing van kollimator-septa en verstrooiing veroorsaak degradasie in die oplosvermoë. Die effek is veral prominent wanneer 'n lae-energie-kollimator gebruik word. (Wellman 1971). Deur die gebruik



Figuur 4.7 Effek van ^{124}I kontaminasie by ^{123}I op die MODULASIE TRANSFORMASIEFUNKSIE

van 'n mediumenergie-kollimator het Wellman (1971) gevind dat die degradasie verminder word weens die dikker septa van die kollimator. Dit is egter bekend dat hoë energie fotone wel degradasie veroorsaak. Die degraderende effek by ^{131}I van die 637keV en 723keV fotone is veral deur Johnston (1969) beklemtoon. Daar is gevind dat tot 20% van die fotone in die 364keV venster van die hoër energieë afkomstig is. Aangesien belowende isotope ^{67}Ga en ^{169}Yb ook gekompliseerde gammaspektra het, is die effek op die ruimteoplosvermoë van verstrooiing, belangrik. Deur ge= bruik te maak van die modulasie-transformasiefunksie is die effek van verstrooiing ondersoek.

4.7.2 Metode.

Lynbronweergawe-funksies is verkry met die fynop= losvermoë mediumenergie-kollimator 2111. Lynbronweergawe= funksies is op 2,5, 5,0 en 7,5 cm vanaf die kollimator op 3 agtereenvolgende dae verkry. Flikkergramme is ook ge= durende die ondersoek van 'n tiroïedfantoom verkry. Die degradasie behoort toe te neem met tyd aangesien die rela= tiewe ^{124}I aktiwiteit toeneem. 'n Lynbronweergawe-funk= sie is ook met ^{139}Ce (165 keV) uitgevoer om kontaminant= vrye fotone te simuleer.

4.7.3 Resultate.

Figuur 4.7 toon die degraderende invloed van die ^{124}I kontaminasie aan. Die modulasie-transformasiefunksie van die ^{139}Ce lewer die minste degradasie. Met verloop van tyd degradeer die modulasie-transformasiefunksie aan= sienlik. Figuur 5.11(a) is 'n tiroïedfantoom-flikkergram wat met ^{139}Ce uitgevoer is om kontaminantvrye ^{123}I te

4.33/ simuleer .....

simuleer. Figuur 5.11(b) is die flikkergram van dieselfde fantoom met ^{124}I alleen en figuur 5.11(c) is die flikkergram wat met ^{123}I en 4% ^{124}I verkry is. Dus het die 0,25 cm koue nodule as gevolg van die degraderende effek van ^{124}I verdwyn.

Omdat die degradasie wat deur die ^{124}I veroorsaak word,as gevolg van septa deurdringing ontstaan, kon die volle wydte by half-maksimum nie die degradasie aantoon nie. In teenstelling hiermee het die modulasie-transformasiefunksie duidelik die degradasie aangetoon. Indien die modulasie-transformasiefunksie bekend is, word dit ook gebruik om beeldverbetering van die degradeerde beeld uit te voer (Fig. 5.11(d).

4.8 GEVOLGTREKKINGS.

Om die totale oplosvermoë of beeldende eienskappe by flikkergrafie te bepaal, is die gebruik van die meriete indeks, wat beide die ruimteoplosvermoë, uitgedruk deur die modulasie-transformasiefunksie en areasensitiwiteit, in 'n funksie weergee, gedemonstreer. Dit is aangetoon dat die ruimteoplosvermoë nie 'n getroue weergawe van die totale beeldende eienskappe van die sisteem is nie. Die meriete indeks is 'n akkurate weergawe van die eienskappe van kollimators.

Die beeldende eienskappe van kollimators met die lynbron in 'n weefselekwivalente medium is in terme van die meriete indeks bepaal. Dit is gevind dat die kortfokuskollimators (7,6 cm) met die 13 cm kristaldeursnee defekte van 2,5 cm in deursnee met 'n groter

waarskynlikheid sal opspoor as die langafstand-kollimators (13 cm)met dieselfde kristaldeursnee. Die growweoplosvermoë-kollimators lewer beter resultate in die deteksie van defekte in groot organe as soortgelyke kollimators met 'n kleiner gesigsveld, want weens die kleiner gesigsveld word die ruimteoplosvermoë verbeter, maar die vermindering in sensitiwiteit degradeer die totale beeldende eienskappe soos uitgedruk in terme van die meriete indeks.

Deur gebruik te maak van die meriete indeks is die isotope ^{113m}In en ^{99m}Tc vergelyk. Dit het gebleik dat vanuit 'n fisiese oogpunt en veral met kollimators wat vir ^{99m}Tc ontwerp is, die gebruik van ^{99m}Tc verkiesliker is. Praktiese oorwegings soos die gemak waarmee verbindings berei word moet egter nie uit die oog verloor word nie.

Die degradasie van die ruimteoplosvermoë wat deur die teenwoordigheid van ^{124}I by ^{123}I veroorsaak word is ondersoek. Dit is aangetoon dat die ^{124}I die oplosvermoë in 'n groot mate degradeer, maar dat korreksies daarvoor aangebring kan word. Die toepassing het die waarde van die modulasie-transformasiefunksie as 'n metode vir die evaluasie van die ruimteoplosvermoë van kollimators duidelik illustreer, aangesien die volle wydte by half-maksimum nie die beelddegradasie kon aantoon nie.

5. BEELDVERBETERING.

5.1 PROBLEEMSTELLING.

5.2 OORSIG.

5.3 BEELDVERBETERING DEUR VERGLADDING.

5.3.1 Filterklasse.

5.3.2 Algoritme vir vergladding.

5.3.3 Gelyke koëffisiëntfilters.

5.3.4 Polinomiese kleinste kwadraatfilters.

5.3.5 Aangepaste vergladdingsfilters.

5.3.6 Dinamiese vergladdingsfilters.

5.4 BEELDRESTOURASIE.

5.4.1 Teorie van beeldrestourasie.

5.4.2 Algoritme vir beeldrestourasie.

5.5 RESULTATE VAN BEELDVERWERKING.

5.5.1 Tumoropsporing met ^{67}Ga.

5.5.2 Opsporing van uitsaaiings in die lewer met behulp van ^{113m}In-kolloied.

5.5.3 Tiroïedflikkergrafie met ^{123}I.

5.5.4 Flikkergrafie van niere met swak funksies.

5.5.5 Ander flikkergrafiese ondersoeke.

5.6 BESPREKING EN GEVOLGTREKKINGS.

5. BEELDVERBETERING.

5.1 PROBLEEMSTELLING.

Beeldverbetering is 'n aspek van beeldverwerking waar gepoog word om vir die menslike visuele sisteem sekere insiggewende kenmerke van die beeld waarneembaar te maak. In radioisotoopflikkergrafie is die doel van beeldverwerking dus om afwykings of tumore wat in 'n flikkergram voorkom, meer waarneembaar te maak. Dit is noodsaaklik om beeldverbetering by radioisotoopflikkergrafie uit te voer. Die flikkergram word gedegradeer wanneer die radioisotoop konsentrasiedistribusie deur die flikkergrafeerder getransformeer word. Degradasie is te wyte aan die beperking in die oplosvermoë van die kollimatordetektorsisteem en is ook as gevolg van die geruis wat gedurende die beeldvormingsproses ontstaan het. Die geruis word deur die statistiese fluktuasie in die disintegrasietempo van radioaktiewe kerne veroorsaak.

Beeldverwerking verwys dus na die metodes wat op die beeld toegepas word om vir die beelddegrasie wat plaasgevind het, te vergoed. 'n Beeld aldus verwerk, word dan 'n verbeterde beeld genoem. Deur van digitalefilters gebruik te maak kan hoë- of laefrekwensie komponente verwyder of versterk word. Wanneer die hoëfrekwensie komponente verwyder word, word beeldvergladding verkry en die proses is belangrik by flikkergrafie. Indien die degradasie wat deur die beeldende sisteem veroorsaak word, in terme van 'n puntbron bekend is, kan beeldverwerking uitgevoer word om vir die degradasie van die detektoroplosvermoë te vergoed. Hierdie proses staan bekend as

5.3/ beeldrestourasie .....

beeldrestourasie. Beeldverbetering word ook deur nie-lineêre metodes verkry wat veral van belang is waar die in=ligting van 'n beeld op fotografiese film met 'n beperkte kontrasgebied vasgelê word.

In hierdie hoofstuk sal vergladding en restoura=siemetodes om beeldverbetering uit te voer ondersoek word. Die metodes sal verder op die proef gestel word met flikker=gramme wat met ^{113m}In-kolloïd en ^{67}Ga-sitraat vir opspo=ring van tumoruitsaaiings, verkry is.

5.2 OORSIG.

Digitale beeldverwerking het slegs onlangs aandag begin geniet (Rosenfeld 1969). Die beginsels waarop die beeldverwerking van flikkergramme berus, geld ook vir beeld=verwerking by ander fotografiese toepassings (Beck 1969a, Brown 1971a) en hierdie oorsig sal dus nie net tot digitale flikkergrafie beperk word nie (Harmon 1969, Rosenfeld 1969).

Om vir die beperkings van die film as 'n vertoon=medium te vergoed, het Oppenheim (1968) nie-lineêre fil=tertegnieke gebruik. Die tegnieke word byvoorbeeld ge=bruik wanneer die kontrasgebied van fotografiese mediums beperk is. Deur die logaritme van die digtheid met 'n konstante te vermenigvuldig, word die kontras of gamma van die film verander. Die proses veroorsaak versluiering van die hoëfrekwensie komponente. Wanneer die kontras of gamma as 'n funksie van frekwensie varieer word om sodoen=de die laer frekwensie komponente te onderdruk, sal die beeld verskerp word. Hierdie is dus 'n voorbeeld van digitale dataverwerking wat daarop toegespits is om die fotobeeld vir waarneming deur die menslike visuele sisteem

te verbeter. 'n Ander metode van nie-lineêre beeldver=werking is deur Kruger (1971) op x-straalfoto's toegepas. Indien die beeld van 'n x-straalfoto in elemente verdeel word, kom daar veel meer elemente van 'n lae as van 'n hoë intensiteit voor. Aan die hand van die inligtings=teorie is dit wenslik dat die distribusie van elemente vir al intensiteitsgebiede eweredig moet wees. 'n Eweredige distribusie van elemente vir al die intensiteitsgebiede word verkry deur 'n logaritmiese of 'n ander nie-lineêre transformasie uit te voer.

Na aanleiding van die sukses wat behaal is deur die beeldverwerking op die foto's wat van ruimtesataliete verkry is, is hierdie metodes deur Selzer (1966, 1968, 1969) in die geneeskunde toegepas. Op die geneeskundige gebied is x-straalfoto's en flikkergramme ideaal vir beeld=verwerking. Die waarde van beeldverbetering is dus ondersoek deur van 'n hoë deurlaatfilter, beeldrestourasie, kenmerk-selektiewe filters en nie-lineêre filters gebruik te maak. In hierdie ondersoek is dan ook kwantitatiewe resultate in syfervorm verkry, deur van die digitale beeld inligting gebruik te maak. Soortgelyke ondersoeke is ook deur Kruger (1971) uitgevoer. Aangesien die "korrelrigheid" van fotografiese emulsies in die sisteem "geruis" ver=oorsaak, is beeldrestourasie by x-straalfoto's nie so in=drukwekkend as by algemene fotografie nie (Selzer 1968).

Beeldrestourasie is egter met sukses op fotogra=fiese beelde wat deur hitteturbulensie gedegradeer is toe=gepas, (Harris 1966; McGlamery 1967; Mueller 1967).
Dit was egter Harris (1966) wat die teorie van

beeldrestourasie in die frekwensiedomein duidelik uiteenge=sit het. Weens toenemende snelheid waarmee berekenings deur rekenaars uitgevoer kon word en weens die ontwikkeling van die "Vinnige Fourier-transformasie" algoritme kon beeldverbetering nou vir die eerste keer in die frekwen=siedomein uitgevoer word (Cooley 1967). Belangrike ge=volgtrekkings wat uit hierdie werk (Harris 1966) voortge=vloei het, is die volgende:

1. Asgevolg van die beperkings in oplosvermoë en weens die teenwoordigheid van geruis, sal enige beeld slegs 'n bepaalde hoeveelheid inligting bevat.
2. Die informasieinhoud van 'n beeld word altyd deur beelddegradasie verminder.
3. In die teenwoordigheid van degradasie is die menslike visuele sisteem vir die waarneming van inligting ver=vat in die beeld, oneffektief.
4. Beeldverwerking word, in 'n poging om die beeldinlig=ting vir die menslike visuele sisteem waarneembaar te maak, uitgevoer.
5. Wanneer die menslike visuele sisteem in staat is om die totale inligtingsinhoud van die beeld waar te neem is die doel en beperking van beeldverwerking bereik.

Digitale beeldverwerking by flikkergrafie is deur Brown (1966, 1968, 1970a) en Tauxe (1966a, 1966b, 1967, 1968 en 1969b) op 'n roetine basis ingestel. Ander werkers wat ook beeldverwerking toegepas het, was Kawin (1964), Sche=pers (1964), Laughlin (1969), Wilensky (1969), Goris (1969), Pizer (1969) en Selzer (1968, 1969).

Die aanvanklike doel van beeldverwerking was om kwantitatiewe inligting in syfervorm vanaf flikkergramme te verkry. Korreksie vir radioisotope verval en vir agtergrond kan ook uitgevoer word. Aanvanklik is beeldverbetering slegs daargestel deur die uitskakeling van degradasie wat deur die teltempometertydkonstante veroorsaak is (Tauxe 1966a). Verder was data wat gestoor was altyd beskikbaar vir vertoon na die flikkergram voltooi was. Die flikkergram hoef dus nie weer herhaal te word weens verkeerde instellings soos by fotoflikkergrafie nie. Aanvanklik is puntstippelaars vir die vertoon van flikkergramme, op 'n soortgelyke manier as isodosiskurwes by radioterapiebeplanning, gebruik. Die metode het onbevredigende resultate gelewer, want beeldverbetering wat deur digitale verwerking verkry is, kon nie visueel waargeneem word nie (Goris 1969). Beeldverbetering, deur digitale verwerking verkry, is met behulp van vergladding of vereffening deur Brown (1966) en Tauxe (1966b, 1967) gerapporteer.

Eersgenoemde het 'n 9 x 9 elemente vergladdingsfilter gebruik om geruis, wat as gevolg van die variërende vervaltempo van radioaktiewe kerne ontstaan het, te verminder. Tauxe het die puntbron weergawefunksie as vergladdingsfilter gebruik en die proses staan bekend as "aangepaste filtrering". Hierdie vergladdingsproses, tesame met die kontoerflikkergram, wat met 'n vinnige lyndrukker uitgevoer is, het die voordele van beeldverbetering vir die eerste keer duidelik laat blyk (Tauxe 1966b, 1968).

Beeldverbetering, wat deur vergladding uitgevoer is, het die waarskynlikheid, vir die waarneming van 'n defek

5.7/ of .....

of afwyking deur die menslike visuele sisteem, verhoog. Met ander woorde, die algehele beeldende eienskappe van die beeld is verhoog. Deur vergladding word die geruis wat in die data teenwoordig is verminder. Die proses van vergladding gaan met die degradasie van die ruimteoplos= vermoë van die kollimator gepaard. Dus is die mate van vergladding wat toegepas word 'n funksie van die geruis= komponent en vergladding moet dus die algehele beeldende eienskappe, soos uitgedruk in hoofstuk 4, verhoog (Tanaka 1970).

Die beeldende eienskappe van 'n sisteem word deur die sensitiwiteit en ruimteoplosvermoë bepaal. Dus kan beeld= verbetering deur beeldrestourasie wat die ruimteoplosver= moë verhoog daargestel word. Beeldrestourasie word toe= gepas waar die geruiskomponent klein, in vergelyking met die seinkomponent, is. Verskillende metodes van beeldres= tourasie is voorgestel. Pizer (1966, 1969) en Wilensky (1969) het vergladding en puntverskuiwing as metodes vir beeldverbetering ontwikkel. Daar is twee metodes van ver= gladding ondersoek naamlik die veranderlike ruimtegemid= deldes en veranderlike verspreiding. By elk van die fil= ters is die gebied waaroor die filters toegepas is, ge= varieer as 'n funksie van die teltempo. In die eerste geval is dit die kleinste sirkel wat 'n aantal tellings M bevat. Die waarde van M is empiries-teoreties verkry (Vetter 1970, 1971). By vergladding deur die veranderlike verspreiding is die filtergrootte omgekeerd eweredig aan die vierkantswortel van die teltempo. Om vir die de= gradasie van die kollimator te vergoed is puntverskuiwing

in die rigting van die hoër teltempo toegepas.

Iinuma (1967, 1969) en Nagai (1968a, 1968b, 1969) het 'n iteratiewe beeldrestourasie metode, wat van die punt=bronweergawe gebruik gemaak het, voorgestel. Om te verseker dat hoë frekwensiegeruis verwyder word is daar gevind dat restourasie deur vergladding voorafgegaan moet word. Die hoëfrekwensie komponente word meer restoureer as die lae-frekwensie komponente. As die hoëfrekwensie komponent hoofsaaklik uit geruis saamgestel is, sal die "gerestoureerde" geruis die ware beeld versluier en degra=deer. Die voordeel van die iteratiewe metode is dat beeld=verbetering in twee stappe uitgevoer word. Die waarde van vergladding en restourasie kan dus afsonderlik evalu=eer word. Aangesien restourasie deur 'n iteratiewe me=tode in die ruimtedomein uitgevoer word, is die bewerking relatief stadig. Die geweldige tempo waarteen moderne rekenaars berekenings uitvoer, maak die toepassing van hierdie metode egter tans heeltemal prakties.

Selzer (1969) het gebruik gemaak van die modulasie-transformasiefunksie (MTF) van flikkergrafeerders om fil=ters vir beeldverbetering te evalueer. Soos in hoofstuk 4 verduidelik, word die ruimteoplosvermoë van 'n sisteem volledig deur die modulasie-transformasiefunksie weerge=gee en 'n beter insig in die metodes van beeldverbetering word dus verkry.

Wanneer die modulasie-transformasiefunksie vir beel=devaluasie gebruik word, word in die "frekwensiedomein" gewerk, want die modulasie-transformasiefunksie is 'n funksie van die ruimtefrekwensie.

Net soos by beeldevaluasie, kan beeldverwerking self ook in die frekwensiedomein uitgevoer word (Wann 1969). Beeld=bewerking in die frekwensiedomein is gewoonlik vinniger as in die ruimte domein, maar die bewerking is posisie-invariant. Metz (1969) het die Nagai-Iinuma iterasie=metode in die frekwensiedomein omskrywe. As gevolg hier=van kon beeldverwerking vinniger uitgevoer word. Aandag is ook geskenk aan die onderdrukking van geruis. Tanaka (1970) het van die Fourier-teorie gebruik gemaak om 'n filter wat optimaal is daar te stel. Die filter is in twee frekwensiegebiede verdeel. Die filter was in die lae gebied 'n restourasiefilter, wat die omgekeerde van die modulasie-transformasiefunksie is. By die terminasiepunt is dit gevolg deur die terminasiefunksie wat eweredig aan die modulasietransformasiefunksie was. Sodoende is beeld=restourasie in die laer frekwensies uitgevoer en hoëfre=kwensie=geruisverwydering is verkry. Brown (1971b) het 'n soortgelyke filter voorgestel. Die restourasie in die lae frekwensie gebied is gestaak sodra die Fourier-koëffisiënte van die sein en geruis dieselfde waarde be=reik het. Die terminasiefunksie was 'n polinomiese fre=kwensiefilter. Wann (1969), Clemente (1970), Okumuru (1971) het soortgelyke frekwensiedomein-filters met ver=skillende kriteriums vir die afsnydingsfrekwensies voorge=stel. Barber (1971) het in die frekwensie-gebied 'n vergladdingsfilter sonder restourasie daargestel. Hunt (1970) het ook van die Fourier-teorie gebruik gemaak om volgens die Wiener-Kolmogroff-kriterium 'n filter af te lei. Met behulp van die Z-transformasie kon die filter in die

ruimte-domein gebruik word (Pistor 1970). 'n Oorsig van die verskillende filters is ook deur die groep gegee (Pistor 1971). Cahill (1970) het 'n omgekeerde matrysme=tode voorgestel vir beeldrestourasie wat met klein reke=naars gebruik word. Die metode is ook onderhewig aan ge=ruis. (McClain 1970). Alhoewel die Fourier-teorie beter insig in die werking van beeldverwerkingsmetodes gegee het, is daar nog onduidelikheid oor die "optimum" filter wat die menslike visuele sisteem instaat sal stel om maksimum inligting van 'n beeld te verkry. (Tanaka 1970, Brown 1971b).

5.3 BEELDVERBETERING DEUR VERGLADDING.

Wanneer 'n flikkergram geneem word, sal daar ge=ruis as gevolg van die willekeurige disintegrasietempo van die radioaktiewe kerne ontstaan. Deur middel van verglad=ding of filtrering kan die degraderende effek van die ge=ruis verwyder word. Die gebruik van digitale filters vir vergladding is die belangrikste metode van beeldverbetering wat met klein gekoppelde rekenaars verkry word (Bell 1970). By vergladding met digitale filters word elke waargenome data-element met die aangepaste gemiddelde van daardie punt en al die punte wat dit omring vervang. Die invloed van verskillende filterklasse kan verklaar word indien daar in die frekwensiedomein gewerk word. Met behulp van die Fourier-transformator kan van die ruimte na die fre=kwensiedomein oorgeskakel word. 'n Filterfunksie in die frekwensie-domein kan na 'n geweegde funksie in die ruimte=domein met die omgekeerde Fourier-transformator omgeska=kel word.

Gestel dat die waargenome data is f_x
waar x = O, ±1, ±2 ----------±X en wat oor afstand T versamel is. Laat h_x waar x = O, ±1, ±2 --------±X die data voorstel nadat dit met 'n filter g_k, waar k = o, ±1 -------±K, verwerk is, dan is:

$$h_x = \Sigma_{-K}^{K} f_{x-k} g_k \qquad (1)$$

x = O, ±1, ±2, --------±X

of kortliks $h_x = f*g$

Dit kan aangetoon word dat wanneer Fourier-transformasie toegepas word die vergelyking in die frekwensiedomein as volg is (Selzer 1968):

$H_u = F_u \times G_u$

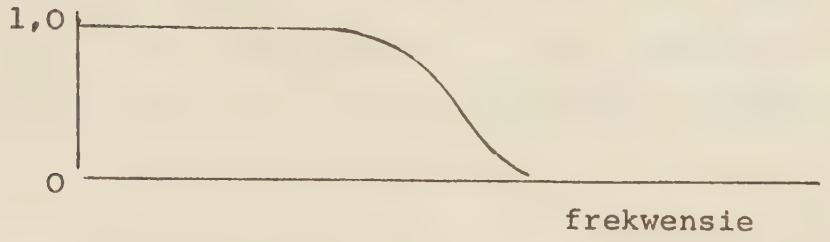
waar H_u, F_u, en G_u die Fourier-transformasie van h, f en g is. Wanneer 'n digitale filter op data opereer, word die intree en uittree dus in die frekwensiedomein deur G_u bepaal wat die Fourier-transformasie van die geweegde filter g_k in die ruimtedomein is.
Die filter vergelyking 1 kan na twee dimensies uitgebrei word. Laat die ongefiltreerde data voorgestel word deur f_{xy} waar x = O, ±1, ±2 ------±X en y = O, ±1, ±2 -----±Y en die filterkoëffisiënte gegee word deur g_{kn} waar k = O, ±1 - - -K , n = O, ±1 - - - ±N. As die ge= filtreerde vergladde punt h_{xy} is, dan is:

$$h_{xy} = \Sigma_{-K}^{K} \Sigma_{-N}^{N} g_{kn} f_{x-k\ y-n}$$

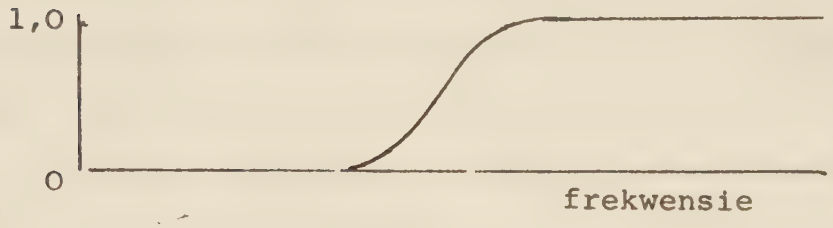
Deur 'n filter met K = ±1 en N = ±1 toe te pas sal die ge= weegde gemiddelde wat die nege punte om f_{xy} met f_{xy} insluit, bereken kan word.

5.12 /Figuur 5.1 .....

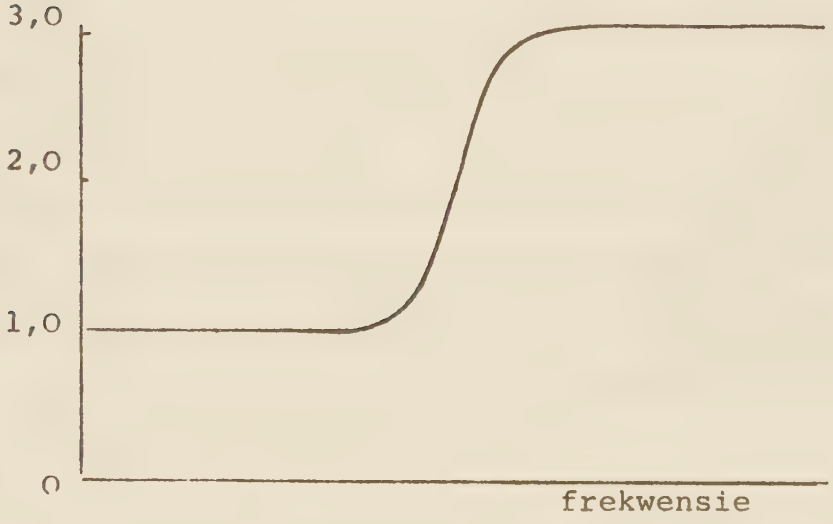
(a) LAE DEURLAAT FILTER



(b) HOË DEURLAAT FILTER



(c) HOË RESTOURASIE FILTER



Figuur 5.1 Digitale Filters.

5.3.1. Filterklasse.

Lae deurlaatfilters laat laefrekwensies onver= anderd deurgaan en verwyder hoëfrekwensies. 'n Voorbeeld van so 'n filter is 'n gelyke gewig filter wat die ge= middelde waarde van die omringende elemente verkry (Fig. 5.1a). Die tipe filters is veral van belang by flikkergrafie waar die hoëfrekwensiegeruis verwyder moet word.

'n Hoë deurlaatfilter laat, soos die naam aandui, hoëfrekwensies onveranderd deur en verwyder die laefrekwen= sies. Om 'n hoë deurlaatfilterbeeld te verkry, kan die lae deurlaatbeeld eenvoudig van die hoë deurlaatbeeld afge= trek word. Dit is egter nie nodig om die proses in 2 stappe uit te voer nie, want dit kan aangetoon word dat as g_k^1 die hoë deurlaatfilter is en g_k die lae deurlaatfilter dan is:

$$g_k^1 = \delta - g_k$$

$$= 1 \text{ vir } k = 0$$

$$= 0 \text{ andersins.}$$

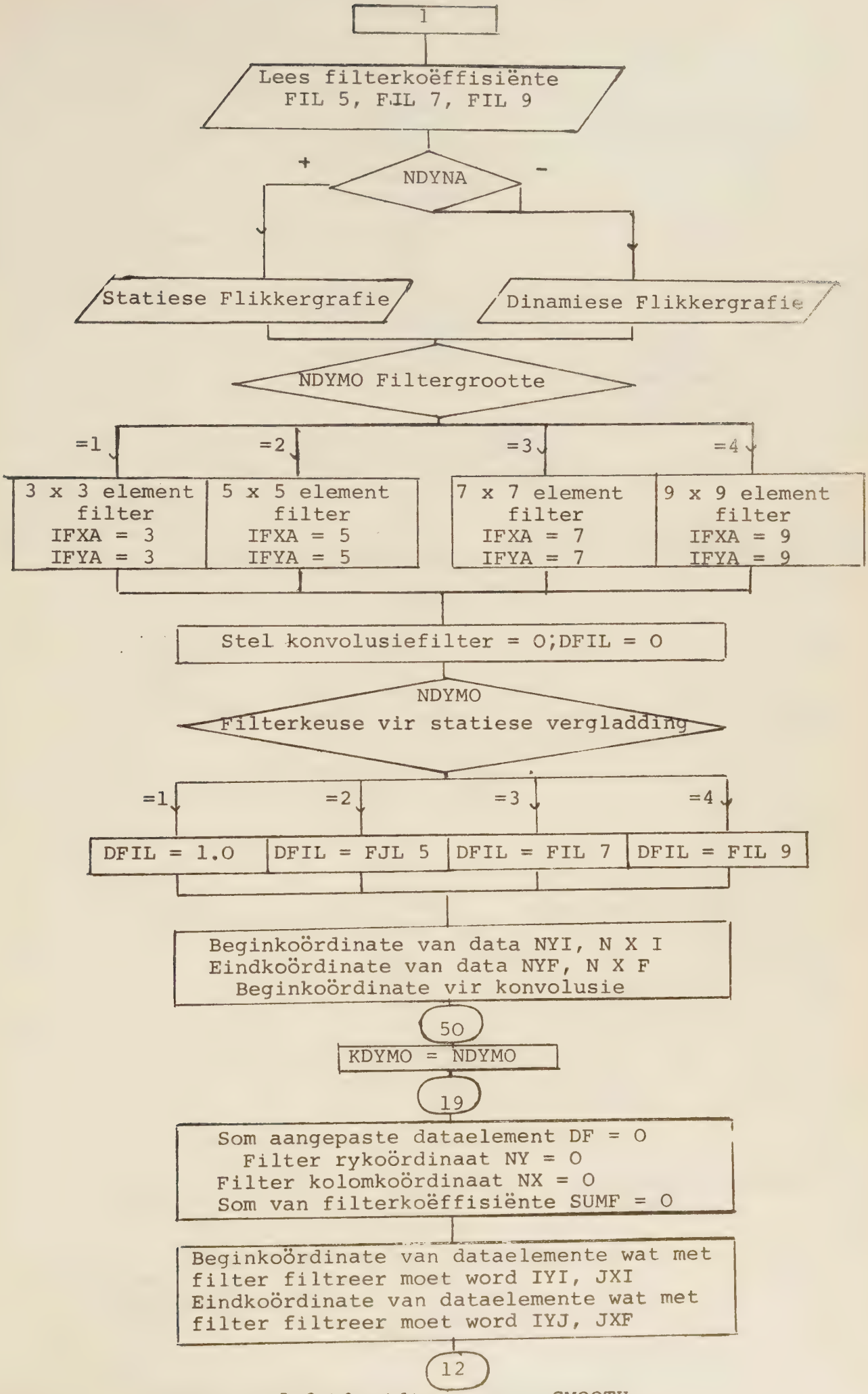
Dit kan ook in die frekwensiedomein aangetoon word dat as $G^1(u)$ die modulasie-transformasiefunksie van die hoë deur= laatfilter is en $G(u)$ die modulasie-transformasiefunksie van die lae deurlaatfilter is dan is (Rosenfeld 1969).

$$G^1(u) = 1 - G(u)$$

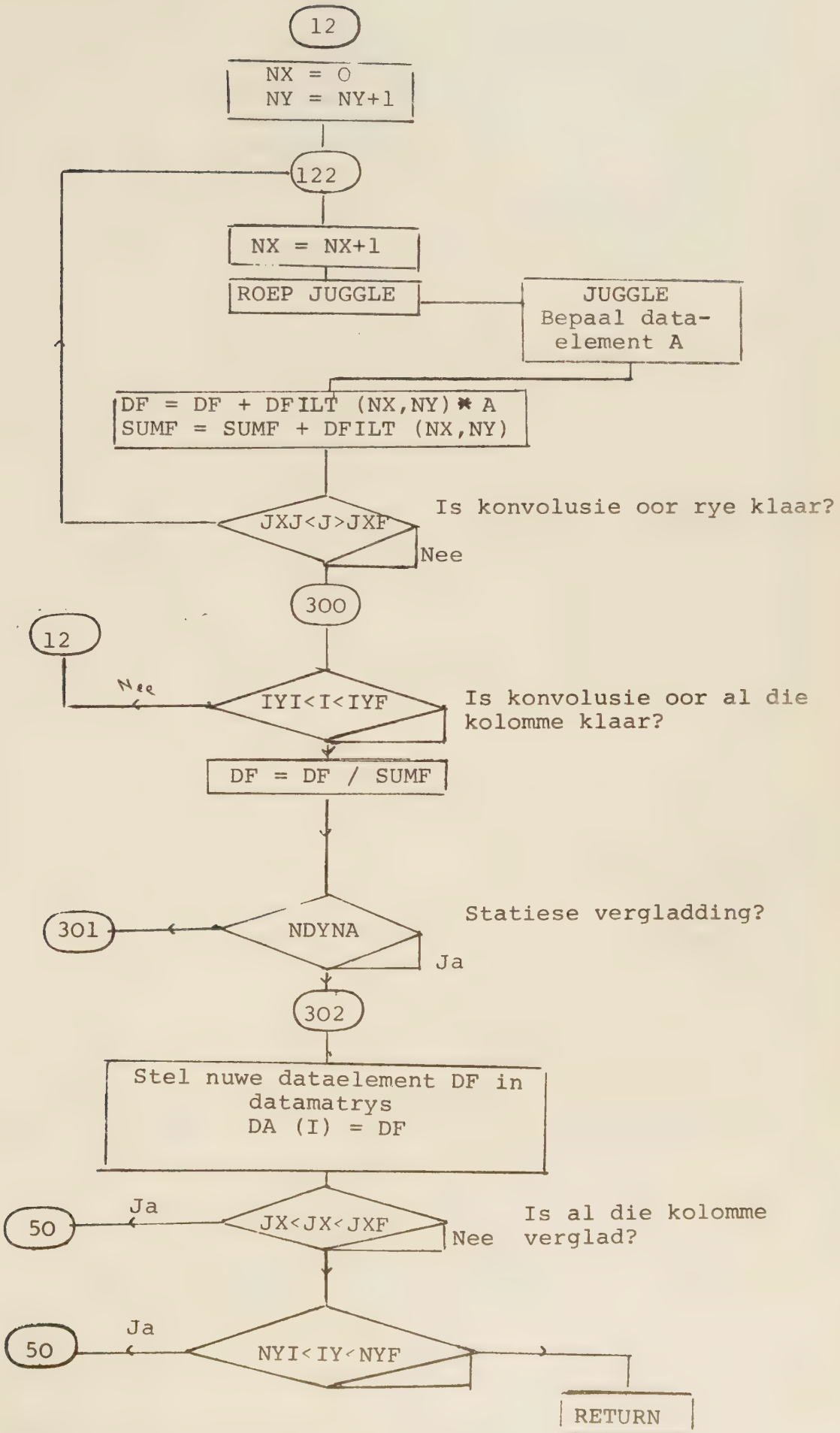
Figuur 5.1(b) illustreer die modulasie-transformasiefunksie van 'n hoë deurlaatfilter.

'n Hoë frekwensie restourasiefilter is 'n filter wat die laefrekwensies onveranderd laat, maar versterk die hoër frekwensieseine. 'n Hoëfrekwensierestourasiefilter $g_k^{1]}$

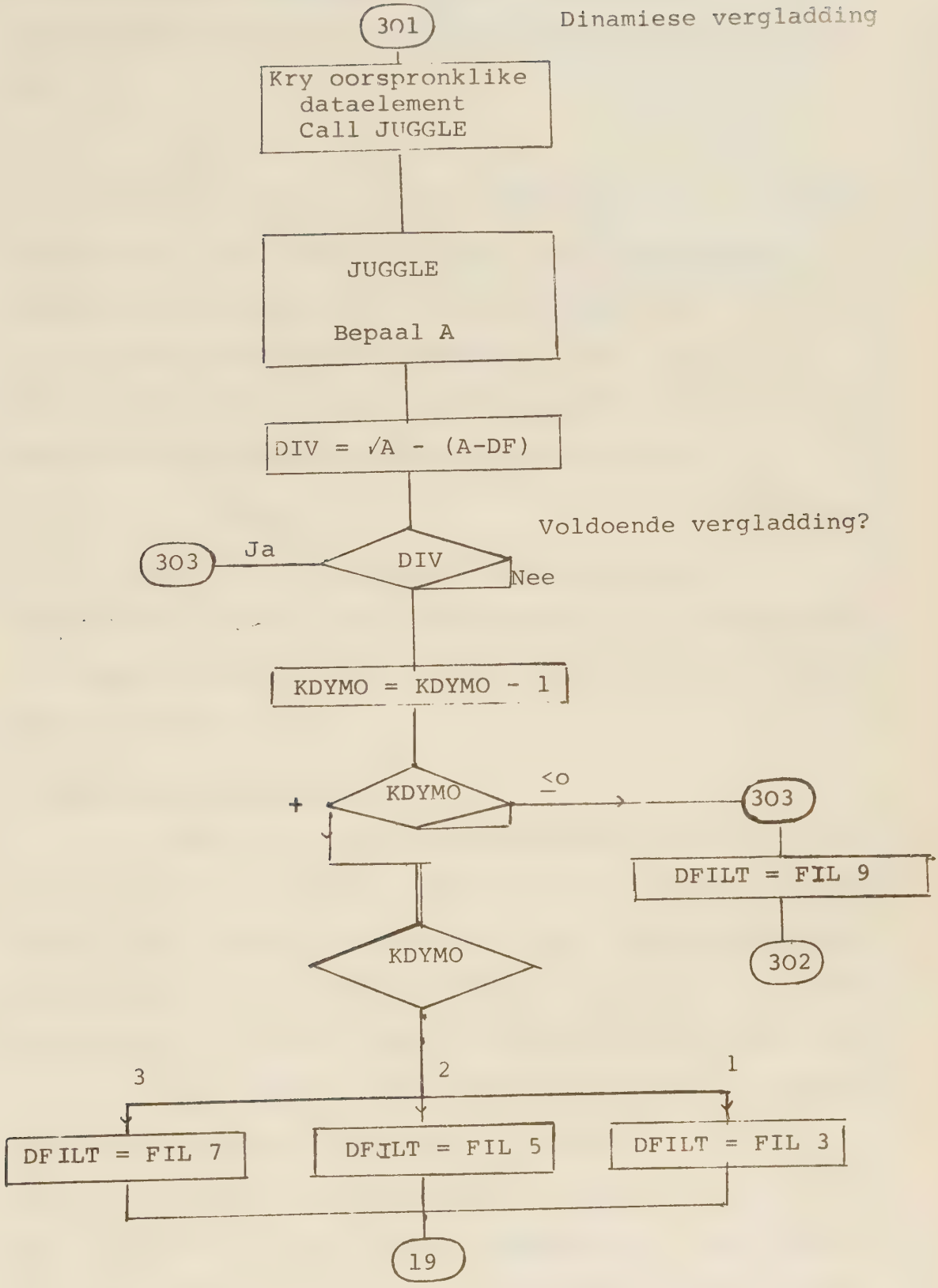
5.14/ Figuur 5.2 .....



Figuur 5.2 Vloeidiagram van SMOOTH



Figuur 5.2 Vloeidiagram van SMOOTH.



Figuur 5.2 Vloeidiagram van SMOOTH

kan van 'n hoëfrekwensie deurlaatfilter verkry word deur al die filter koëffisiënte g_k^1 met 'n konstante te ver= menigvuldig en dan een by die sentrale koëffisiënte te tel.

$g_k^{11} = \delta + ag_k^1$

Die vermenigvuldiging van elke koëffisiënt met 'n konstante is gelyk aan die vermenigvuldiging van die modulasie-transformasiefunksie met dieselfde waarde, wat 'n verleng= ing van die beeldkontras beteken. Deur een by die sentrale filterkoëffisiënt te tel beteken dat een by die modulasietransformasiefunksie getel word dus;

$G^{11}(u) = 1 + AG^1(u)$

en die filter word in figuur 5.1 (c) voorgestel.
Aangesien die geruis by flikkergrafie in die hoëfrekwen= sie gebied voorkom, word lae deurlaatfilters in flikker= grafie gebruik.

5.3.2. Algoritme vir vergladding.

Data wat in die rekenaargeheue ingelees is soos wat in hoofstuk 3 beskryf is, is met die program "Dupram" verwerk deur van die subroetine "Smooth" gebruik te maak, wat ontwikkel is om vergladding daar te stel. 'n Vloei= diagram dui die werking van die subroetine aan (Fig. 5.2).

Die subroetine maak voorsiening vir die toepas= sing van statiese of dinamiese filtrering. Die sub= roetine gebruik 4 filters waarvan 3 saam met elke stel data ingelees moet word (Sien hoofstuk 3). Die filters wat gebruik kan word, is 'n 3 x 3 element gelyke gewig= filter asook die ander 3 filters van 5 x 5, 7 x 7, 9 x 9

elemente wat ingelees moet word. Wanneer statiese fil= trering verlang word, moet die filter wat gebruik word deur 'n beheerkaart gespesifiseer word. By dinamiese filtrering is daar gepoog om oorfiltrering te verhoed, en vir elke element begin die program met die grootste filter. Indien die filter te veel filtreer, gaan dit dan na 'n kleiner filter. Die data van die 64 x 64 ele= ment flikkergram is in 'n enkele kolom van 4096 elemente in die geheue gestoor. Om konvulsies uit te voer is die element met koördinate (x,y) in die datakolom met behulp van subroetine "Juggle" verkry.

Die program en die gebruik van beheerkaarte word in die Bylaag A aangedui.

5.3.3 Gelyke koëffisiëntfilters.

Gelyke koëffisiëntfilters is die eenvoudigste filters wat vir vergladding gebruik kan word en dit was die eerste filters wat in flikkergrafie gebruik is (Brown 1966). Aangesien al die koëffisiënte dieselfde waarde het sal elkeen van die dataelemente dieselfde bydrae tot die vergladdingsproses lewer. In die proses word hoë= frekwensie geruis verwyder, maar dit gaan ook gepaard met die verlies aan hoëfrekwensie beeldinligting wat die oplos= vermoë van die kollimator verminder.

Om die verandering in die oplosvermoë as gevolg van die filter waar te neem word die modulasie-transfor= masiefunksie gebruik wat ook in hoofstuk 4 verduidelik is. Die diskrete Fourier-transformasie in een dimensie word ge= gee deur:

$$G(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n e^{-j2\pi fnT}$$

$$= \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n (\cos 2\pi fnT - j \sin 2\pi fnT)$$

waar T die afstand of periode in cm is waaroor data versa= mel word, f is die frekwensie in cm^{-1} en n is die element= nommer van element g_n.

Aangesien die filterkoëffisiënt simmetries is, is

$g(x) = g(-x)$

en die funksie is dus ewe. Gevolglik is volgens Papoulus(1962):

$$G(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n (\cos 2\pi fnT)$$

Waar T = monsterperiode

n = aantal monstereenhede

f = frekwensie

Dit is gerieflik om die periode T in monstereenhede te ge= bruik in plaas van ruimte eenhede, m.a.w. in flikkergra= fie sal een monstereenheid ooreenkom met 4 mm as daar elke 4 mm gemonster word. Die eenheid van frekwensie is dan siklusse per monstereenheid. Dus volg dit dat die monsterfrekwensie van een gegee word deur:

f = 1 suklus per monstereenheid.

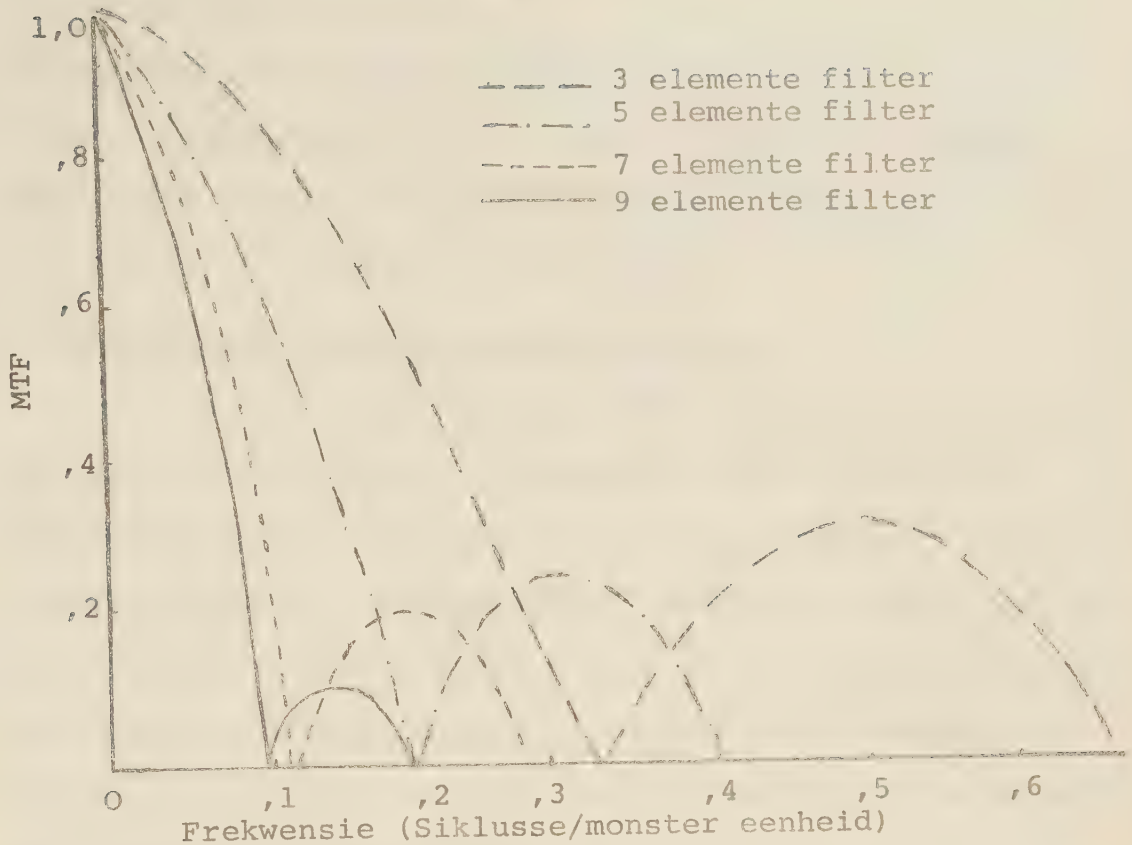
'n Frekwensie van 0,1 dui dus 'n sinusvormige funksie aan met 'n periode van 10 monstereenhede.

'n Driepunt gelyke koëffisiëntfilter in een dimensie met gewigte:

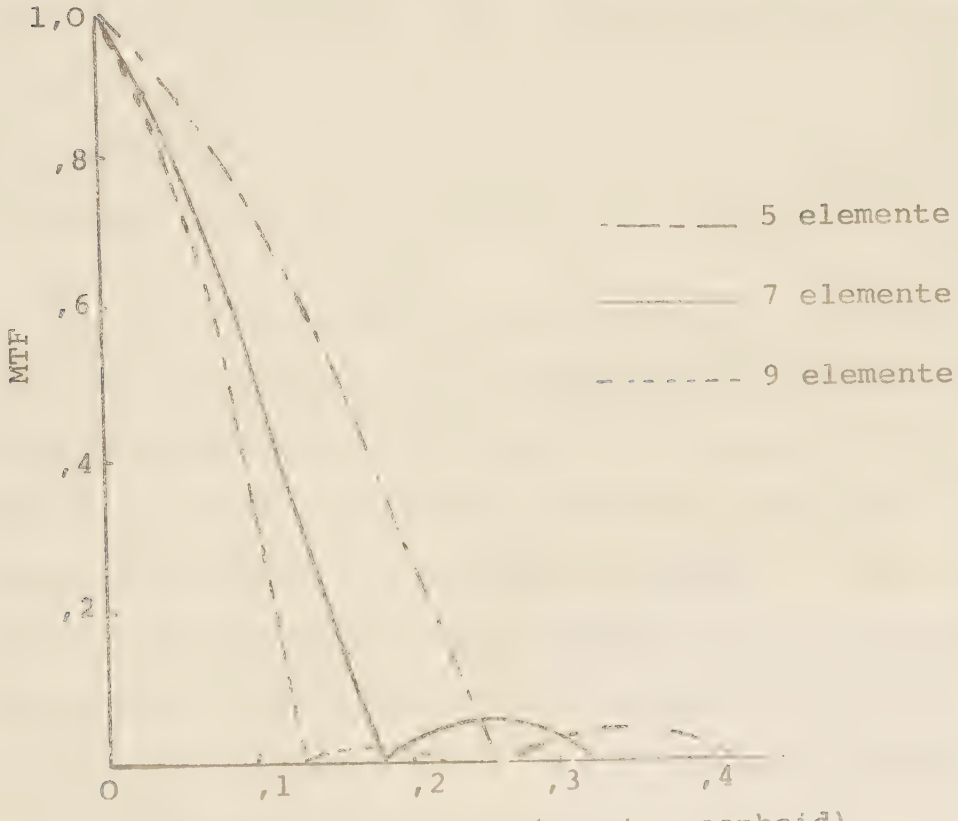
g = (1/3, 1/3, 1/3)

het dus 'n modulasie-transformasiefunksie van:

5.20/ Figuur 5.3 .....



Figuur 5.3 Gelyke Gewig Filters.



Figuur 5.4 Kleinste Kwadraat Filters.

$G(f) = \sum_{1}^{1}(1/3)\ \cos(2\pi nf)$

Die modulasie-transformasiefunksie van die 3, 5, 7 en 9 element gelykegewig-filters word in figuur 5.3 aangedui. Namate die aantal filterkoëffisiënte toeneem sal die hoë= frekwensie seine meer attenueer word.

5.3.4. Polinomiese kleinste kwadraatfilters.

Met polinomiese vergladding word daar gepoog om die hoëfrekwensiegeruis te verwyder sonder om die fre= kwensieweergawe te beïnvloed, wat die oplosvermoë van die detektor bepaal. Wanneer die filters vir vergladding ge= bruik word, word elke data-element met die beste skatting van daardie element vervang. Die beste skatting van die element word verkry deur die passing van 'n polinoom met die kleinste kwadrate metode.

Gestel dat n + 1 pare waardes (x_o, y_o), (X_1, Y_1) ----(X_n, Y_n) van 'n funksie f(x) met 'n poli= noom gepas moet word. Die polinoom word gegee deur:

$Y_m(X) = a_o + a_1x$ ----------a_mx^m

Die koëffisiënte a_i moet dus gevind word sodat die verskil S tussen f(x) en $y_m(x)$ 'n minimum is, naamlik:

$$S = \sum_{i=o}^{n} [f(x_i)-y_m(x_i)]^2 = \text{minimum}$$

Deur die bepaling van die koëffisiënte a_i word die akku= raatste benadering by die middelste element van die data verkry. Hierdie metode kan uitgebrei word sodat 'n ge= weegde filterfunksie daargestel kan word. Met die ge= weegde filterfunksie kan vergladding dus met konvolusie verkry word. Die gebruik van 'n m-graad kleinste kwadraat polinoom met betrekking tot n + 1 elemente beteken dat

5.22 / die .....

die werklike funksie oor die n + 1 elemente benader word met 'n polinoom, maar dit verseker nie dat die polinoom oor al die elemente geskik sal wees nie. Net soos by die gelyke-gewigfilter neem vergladding toe as die aantal elemente in die vergladdingsfilter meer word.

'n Derde graad polinoomfilter is deur die skrywer gebruik vir vergladding. Die filterkoëffisiënte wat gebruik is, is soos volg:

25 element filter : $f_5 = -3, 12, 17, 12, -3$

49 element filter : $f_7 = -2, 3, 6, 7, 6, 3, -2$

81 element filter : $f_9 = -36, 9, 46, 69, 84, 89, 84, 69, 46, 9, -36.$

Die modulasie-transformasiefunksie van die filters word aangetoon in fig. 5.4. In vergelyking met die modulasie-transformasiefunksie van die gelyke koëffisiëntfilters kan dus gesien word dat die kleinste kwadraatfilters meer hoëfrekwensies sal deurlaat.

5.3.5 Aangepaste vergladdingsfilter.

Tauxe (1966 b) het vir die eerste keer die kollimator puntbronweergawe as 'n vergladdingsfilter gebruik. Dit is verder aangetoon dat die puntbronweergawe die sein tot geruisverhouding tot 'n maksimum sal vergroot. (Pistor 1970, Tanaka 1970). Gedurende vergladding word die geometriese oplosvermoë van die kollimator egter gedegradeer na:

$R^1 = \sqrt{2}\ R$

waar R^1 die degradeerde oplosvermoë in volle wydte by half-maksimum (VWHM) en R die oplosvermoë voor vergladding is.

5.23/ Aangesien .....

Aangesien die puntbronweergawe vir verskillende radio= isotope en kollimators verskillend is, moet 'n punt= bronweergawe vir elke sisteem bepaal word. Dit is be= langrik dat wanneer die puntbronweergawe bepaal word dit vry van geruis of statistiese fluktuasies in teltempo moet wees. Aangesien die aktiwiteit van 'n puntbron klein is en dit moeilik is om dit te posïsioneer, word puntbronne nie gemeet nie, maar van lynbronne verkry deur:

$$p(r) = \frac{1}{\pi}\frac{d}{dr}\int_r^\infty \frac{L(x)rdx}{x(x^2-r^2)^{\frac{1}{2}}}$$

waar p(r) die puntbronweergawe en L(x) die lynbronweergawe is. Dit kan aangetoon word dat as die puntbronweergawe deur 'n Gauss-funksie weergegee word, die lynbronweer= gawe ook 'n Gauss-funksie sal wees met 'n volle wydte by half-maksimum soos die van die puntbronweergawe (Gregg 1968, Defaris 1960).

As die lynbron dus deur die Gauss-funksie L(x) weergegee word waar:

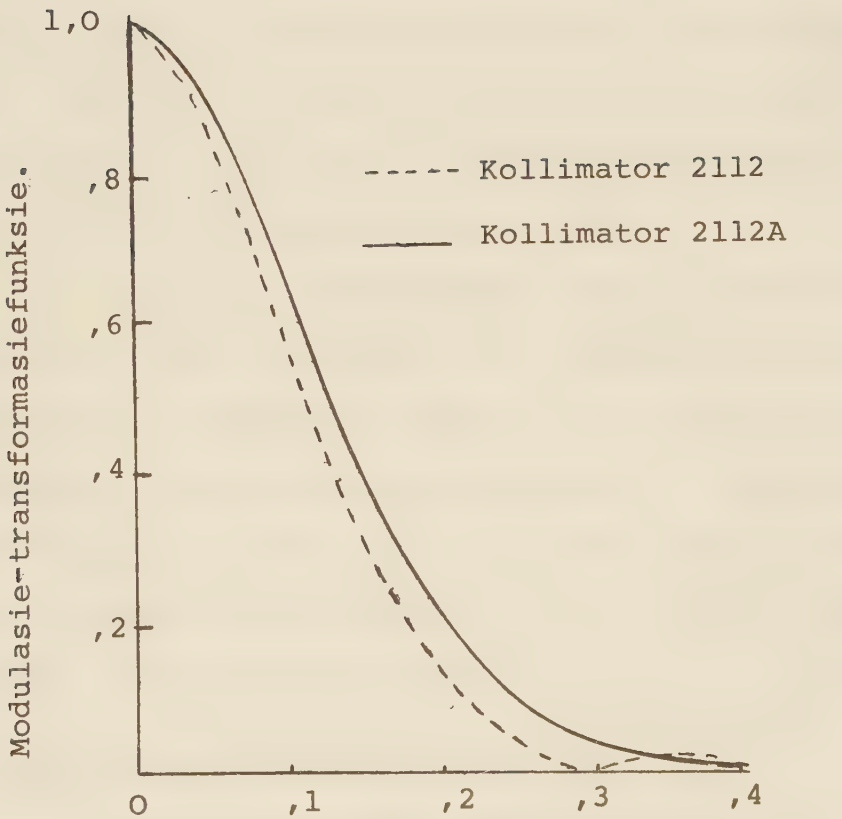
$$L(x) = 2{,}73\,\pi^{-\frac{1}{2}}d^{-1}\exp(-2{,}73r^2d^{-2})$$

sal die puntbron ook deur 'n Gauss-funksie p(r) weergegee word waar:

$$p(r) = 2{,}73^2\pi^{-1}d^{-2}\exp(-2{,}73r^2d^{-2})$$

en waar d = volle wydte by halfmaksimum van die weergawe funksie. Die lynbronweergawe funksie is bepaal, soos be= skryf in Hoofstuk 4 en die puntbronweergawe is van die lyn= bronweergawefunksie-data bereken. Op die manier word dus statistiese fluktuasie tot 'n minimum beperk. Dit moet daarop gelet word dat afgesien van die primêre Gauss-vormige

5.24/ Figuur 5.5 .....



Figuur 5.5 Puntbronweergawe Filters.

puntbronweergawe as gevolg van die optiese oplosvermoë van die kollimator, septa deurdringing sowel as verstrooiing ook Gauss-vormige puntbronweergawe funksies met 'n ander volle wydte by half-maksimum gee (Beck 1969b, Tsialas 1970).

Die puntbronweergawe kan dus akkuraat bereken word deur die verskillende komponente en volle wydte by half-maksimum van die lynbron deur nie-lineêre iterasie of grafiese passing te verkry. Die formule sal dus wees (MacIntyre 1971):

$$L(x) = \Sigma_{i=i}^{3} 2,73(\pi^{\frac{1}{2}} d_i)^{-1} \exp(-2,73 r^2 d_i^{-2})$$

waar d_i = volle wydte by halfmaksimum van die lynbronweergawe. Aangesien beide die lynbron en die puntbron dieselfde distribusie het kan deur numeriese interpolasie die verskillende filterelemente bereken word.

Die puntbronweergawe is nie alleen belangrik by vergladding nie, maar speel ook 'n belangrike rol by beeldrestourasie. Figuur 5.5 dui die modulasie-transformasiefunksie van die puntbronweergawe aan vir die kollimators wat gebruik is. Dit kan gesien word dat die filter soortgelyke beeldende eienskappe as die 5- en 7- elemente kleinste kwadraatfilters besit.

5.3.6 Dinamiese vergladdingsfilters.

In flikkergrafie word die geruis bepaal deur die teltempo. By hoë teltempo's is minder filtrering nodig as by lae teltempo's. Om dus maksimum oplosvermoë en vergladding te verseker word van dinamiese vergladdingsfilters gebruik gemaak.

5.26/ Met .....

Met subroetine "Smooth" kan dinamiese filtrering toegepas word. Die subroetine pas eerstens vergladding op die betrokke element toe deur van die 9 x 9 elemente gebruik te maak. Indien die verskil tussen die gefiltreerde element en die oorspronklike element groter as een standaard deviasie is, word 'n kleiner filter gekies. Die proses word dus herhaal met die
7 x 7, 5 x 5, of 3 x 3 filter totdat:

$$|f_{xy}-\sum_{I}\sum_{J}g_{i,j}f_{x-i,y-j}|^2<f_{xy}$$

of in konvolusie notasie

$$|f-g*f|^2=f$$

dié vergladdingsmetode is stadiger as statiese vergladding met 'n vooraf gekose filter.

5.4 BEELDRESTOURASIE.

By die ondersoek na die beeldende eienskappe van kollimators in hoofstuk 4 was dit duidelik dat kollimators 'n degraderende effek op die oplosvermoë van 'n flikkergram het. Die degradasie word deur die attenuasie van die hoëfrekwensie komponent veroorsaak soos deur die modulasie-transformasiefunksie weergegee. Deur van 'n iterasie metode gebruik te maak is beeldverbetering deur beeldrestourasie ondersoek. (Iinuma 1969). Voordat restourasie uitgevoer is, is die beeld eers verglad en uitgedruk vir vertoning. 'n Insig in vergladding sowel as in restourasie is dus verkry.

5.4.1 Teorie van beeldrestourasie.

Die kollimator sal by flikkergrafie nie die

5.27/ isotoop.....

isotoopdistribusie b(x,y)presies weergee nie. Die akku=raatheid waarmee die distribusie by 'n punt (x,y)weerge=gee word, wanneer geen geruis teenwoordig is nie, word deur die puntbronweergawe $g(x^1,y^1)$ van die kollimator bepaal. Dus beteken dit dat die elemente in die omgewing van (x, y) ook 'n bydrae tot die waargenome waarde f(x,y) sal lewer. Die proses word konvolusie genoem en dit word as volg uitgedruk:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} b(x-x^1,y-y^1)\,g(x^1,y^1)\,dx^1dy^1 \quad \ldots\ldots 5.1$$

waar: f(x,y) waargenome distribusie,

b(x,y) isotoopdistribusie en

$g(x^1,y^1)$ kollimator puntbronweergawe is.

Aangesien daar met diskrete waardes in flikkergrafie ge=werk word, het ons dus:

$$f_{xy} = \sum_{J=J}^{J} \sum_{I=I}^{I} b_{x-i,y-j}\, g_{ij} \quad \ldots\ldots 5.2$$

waar g_{ij} die puntbron-weergawefilter van I x J elemente is. In kort skryfwyse het ons dus dat:

$$f = b * g \quad \ldots\ldots 5.3$$

wanneer f_{xy} met g_{ij} konvuleer word, is die nuwe distri=busie h^1_{xy} ekwivalent aan die distribusie wat verkry sou word as 'n isotoopdistribusie f_{xy} met kollimator met punt=bronweergawe g_{ij} flikkergrafeer is om h^1_{xy} te lewer. Ons het dus nou:

$$h^1 = f * g \quad \ldots\ldots 5.4$$

Die verskil $f_{xy} - h^1_{xy}$ is 'n indikasie van die degradasie wat deur die kollimator veroorsaak word en 'n meer akku=rate weergawe van die isotoopdistribusie kan dus verkry word van:

$$f^1_{xy} = f_{xy} + (f_{xy} - h^1_{xy}) \quad \text{.....} \quad 5.5$$

Hierdie restourasieproses kan herhaal word en dan is die algemene vergelyking:

$$f^i_{xy} = f^{i-1}_{xy} + (f_{xy} - h^i_{xy}) \quad \text{.....} \quad 5.6$$

en waar $h^i = f^{i-1}_{xy} * g$ 5.7

Wanneer volkome restourasie daargestel is moet:

$$f^i_{xy} \simeq b_{xy}$$

en dus van vergelykings 5.3 en 5.7 is:

$$f_{xy} \simeq h^i_{xy} \quad \text{.....} \quad 5.8$$

Aangesien geruis teenwoordig is, kan die beeld nie volkome restoureer word nie. Die hoëfrekwensiegeruis word ver= sterk deur restourasie en degradeer die beeld vir visuele waarneming. Verder kan h^i_{xy} dus slegs f_{xy} benader en restourasie word gestaak wanneer:

$$|f_{xy} - h^i_{xy}|^2 \leq E_{xy} \quad \text{.....} \quad 5.9$$

Die waarde van E_{xy} word egter bepaal deur die geruis wat teenwoordig is. Die geruis ontstaan slegs as gevolg van die veranderende tempo van disintegrasie van kerne en word deur'n Poisson-dustribusie weergegee. Dus sal die geruis gegee word deur:

$$\delta xy = \sqrt{f}_{xy} \quad \text{.....} \quad 5.10$$

Dit is eksperimenteel gevind dat onder normale kliniese omstandighede vergladding eers toegepas moet word om die hoëfrekwensie geruis te verwyder (Iinuma 1969). Gevolglik sal net die frekwensie wat laer as die afsnypunt van die ver= gladdingsfilter is, restoureer word.

Weens die vergladding is die standaarddeviasie van die

geruis verlaag en dus is:

$$\delta_{xy} = \sqrt{f_{xy} \times g^{1}_{oo}} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 5.11$$

$$\text{waar } \Sigma_{I=}^{I}\Sigma_{J=}^{J} g^{i}_{ij} = 1 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 5.12$$

Dis is δ_{xy}, die standaard deviasie na vergladding, nie alleen 'n funksie van die tellings per element nie, maar ook 'n funksie van die filter waarmee verglad is. Res= tourasie word gestaak wanneer:

$$f_{xy} - h^{i}_{xy} \leq (f_{xy} g^{1}_{oo})^{\frac{1}{2}} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 5.13$$

$$(f_{xy} - h^{i}_{xy})(f_{xy} g^{1}_{oo})^{-\frac{1}{2}} \leq 1 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 5.14$$

Dus vir die totale beeld moet:

$$\Sigma_{Y=}^{Y}\Sigma_{X=}^{X}(f_{xy} - h^{i}_{xy})(f_{xy} g^{1}_{oo})^{-\frac{1}{2}} \leq XY \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 5.15$$

'n Beperkende faktor by alle restourasiemetodes is die kollimator puntbronweergawe wat met die afstand vanaf die kollimator varieer. Die puntbronweergawe by die geometriese fokuspunt is hier gebruik. Die oppervlakkige konsentrasie distribusies sal dus nie effektief gerestou= reer word nie en dra slegs tot die hoër frekwensie ge= ruiskomponent by. Wanneer die proses van beeldrestoura= sie in die frekwensiedomein beskou word, kan insig in die werking daarvan verkry word. Gestel dat die isotoop distribusie b_{xy} deur die kollimator met die insluiting van geruis na f^{o}_{xy} getransformeer word, dan sal vergladding van die beeld f^{o}_{xy} verkry word, en dus is

$$F_{uv} = F^{o}_{uv}\, G_{uv} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 5.16$$

waar G_{uv} dus 'n lae deurlaatfilter in die frekwensiedo= mein is, en F_{uv} en F^{o}_{uv} die Fourier-transformasie van die beelddata f_{xy} en f^{o}_{xy} is. Die konvolusie van die

5.30 / vergladde .....

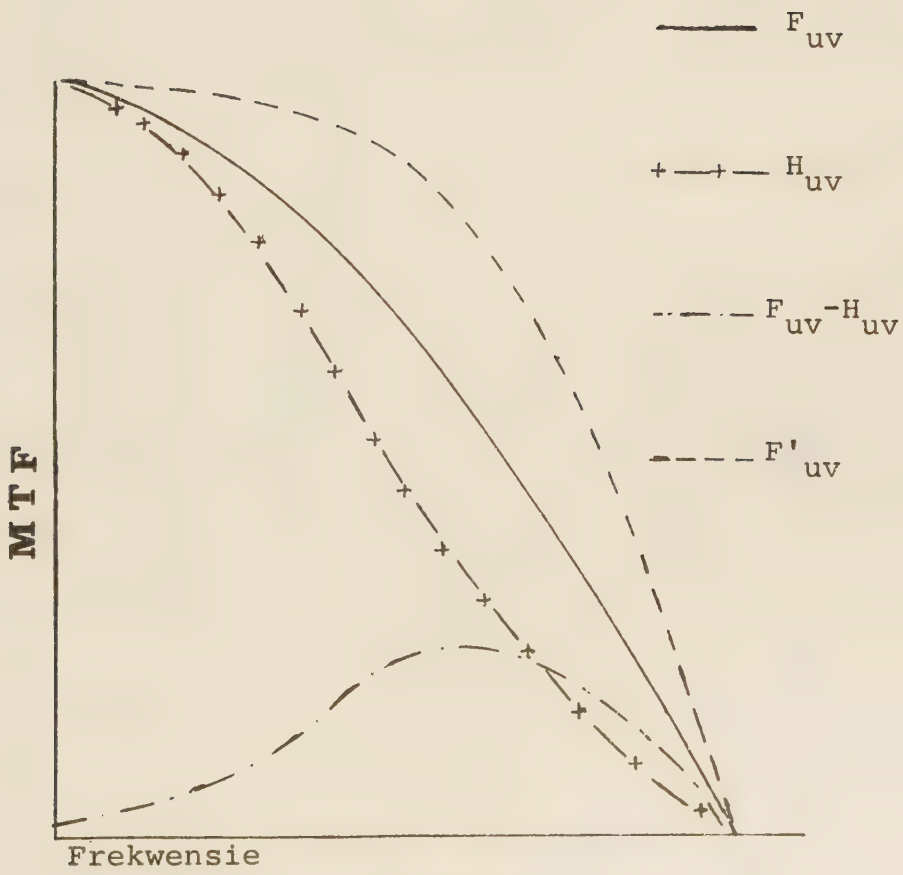
vergladde data F_{uv} en die filter G_{uv} gee dus:

$$H^1_{uv} = F^o_{uv}\, G_{uv}\, G_{uv} \quad \text{.....5.17}$$

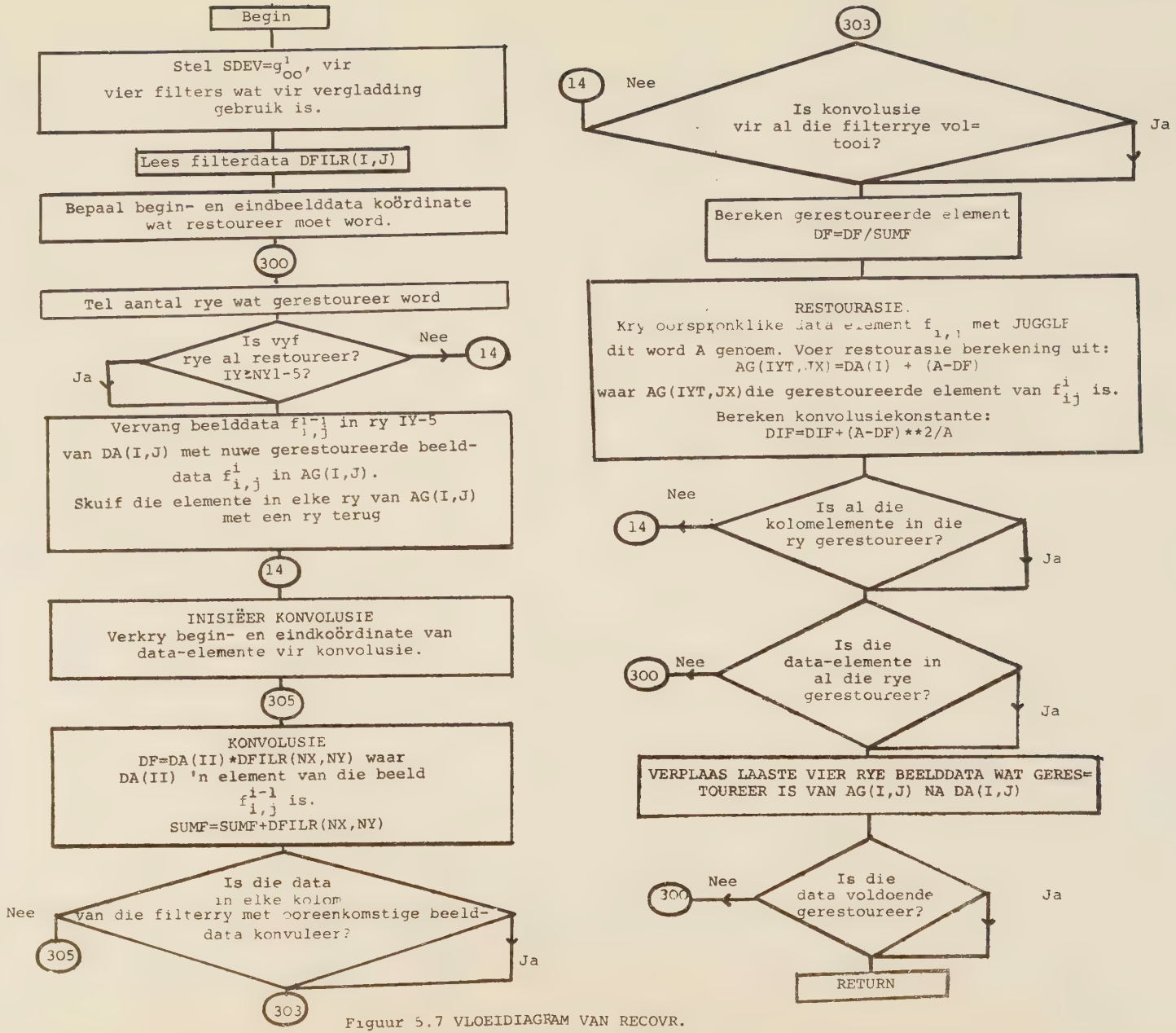
en dus verskil:

$$F_{uv} - H^1_{uv} = F^o_{uv}\, G_{uv}(1 - G_{uv}) \quad \text{.....5.18}$$

Die term $(1 - G_{uv})$ sal as 'n hoë deurlaat filter her= ken word en dus sal vergelyking 5.18 'n band deurlaat= filter wees. (Fig. 5.6)



Figuur 5.6 Beeldrestourasie.



Figuur 5.7 VLOEIDIAGRAM VAN RECOVR.

Die finale stap in die restourasie is:

$$F^1 = F_{uv}+(F_{uv}-H^1_{uv}) \quad \ldots\ldots 5.19$$

$$= F^o_{uv}G_{uv}(2-G_{uv}) \quad \ldots\ldots 5.20$$

Die finale stap verteenwoordig dus 'n hoëfrekwensieres= tourasiefilter met 'n maksimum frekwensie afsnypunt wat bepaal word deur G_{uv}. Dit is dus moontlik om 'n enkele fil= ter te sintetiseer, wat die hele restourasie proses sal uitvoer. Met 'n enkele filter kan die effek van ver= gladding en die mate van restourasie egter nie waarge= neem word nie.

5.4.2 Algoritme vir beeldrestourasie.

Nadat beelddata verglad is met "Smooth", wat 'n subroetine van die program "Dupram" is, word beeldres= tourasie uitgevoer. Vir die doel is die subroetine "Recovr" ontwikkel (Figuur 5.7) Die lynbronweergawe g_{ij} word as 'n 9 x 9 puntfilter deur die subroetine aan= gevra.

'n Beeld van 4096 elemente, waarvan elke element 'n waarde tot soveel as 10^6 mag hê, vereis 'n geheue van 20k grepe. Daar was, toe die program Dupram uitgevoer is, geheueruimte vir slegs twee beelde van 4096 elemente. Van die restourasievergelyking (5.6) kan gesien word dat, afgesien van die oorspronklike vergladde data f_{xy}, data van die gerestoureerde beelde f^{i-1}_{xy} en f^{i}_{xy} ook gestoor moet word. Restourasie is dus in rye gedoen en die waarde van f^{i-1}_{xy} is dan deur f^{i}_{xy} vervang.

Aangesien 'n 9 x 9 filter gebruik is moes 5 rye

van f_{xy}^{i} gestoor word voordat f_{xy}^{i-1} vervang kon word.

5.5 RESULTATE VAN BEELDVERWERKING.

Dit is moeilik om beeldverbeteringstegnieke vir alle ondersoeke te veralgemeen (Kirch 1971b). Fantoom= ondersoeke alleen, lewer ook nie 'n oplossing om die beeldverbeteringstegnieke te ontwikkel nie. Gevolglik is beeldverbetering prakties evalueer van die flikkergrafiese ondersoeke soos in tabel 5.1 uiteengesit.

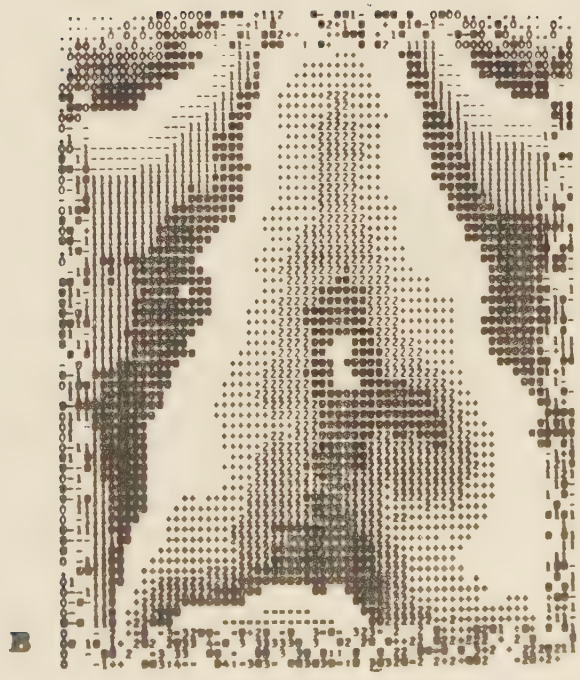
TABEL 5.1

ONDERSOEK.	AANTAL
Tumor-opsporing met ^{67}Ga	43
Opsporing van uitsaaiings in lewer	24
Tiroïedflikkergrafie met ^{123}I	24
Ondersoeke van swak nierfunksie	6
Pankreasflikkergrafie	2
Bobbejaanhart-flikkergramme	8
Fantoom-toetspatroon	2
Brein-, long-, en limfklierflikkergrafie	8
TOTAAL	113

5.5.1 Tumoropsporing met ^{67}Ga.

Tot dusver was tumorflikkergrafie vir die op= sporing van klein letsels nie suksesvol nie. Met die beskikbaarstelling van ^{67}Ga-sitraat het die toepassing van tumorflikkergrafie meer belofte ingehou. Aangesien die ^{67}Ga-sitraat egter in 'n variërende mate in tumore konsentreer is die gebruik daarvan nie 'n algehele op= lossing nie. In 'n poging om die akkuraatheid van

5.34/ Figuur 5.8 .....



Figuur 5.8 'n Brongus flikkergram met ^{67}Ga-sitraat.

Figuur 5.8 (a) Is 'n fotoflikkergram en

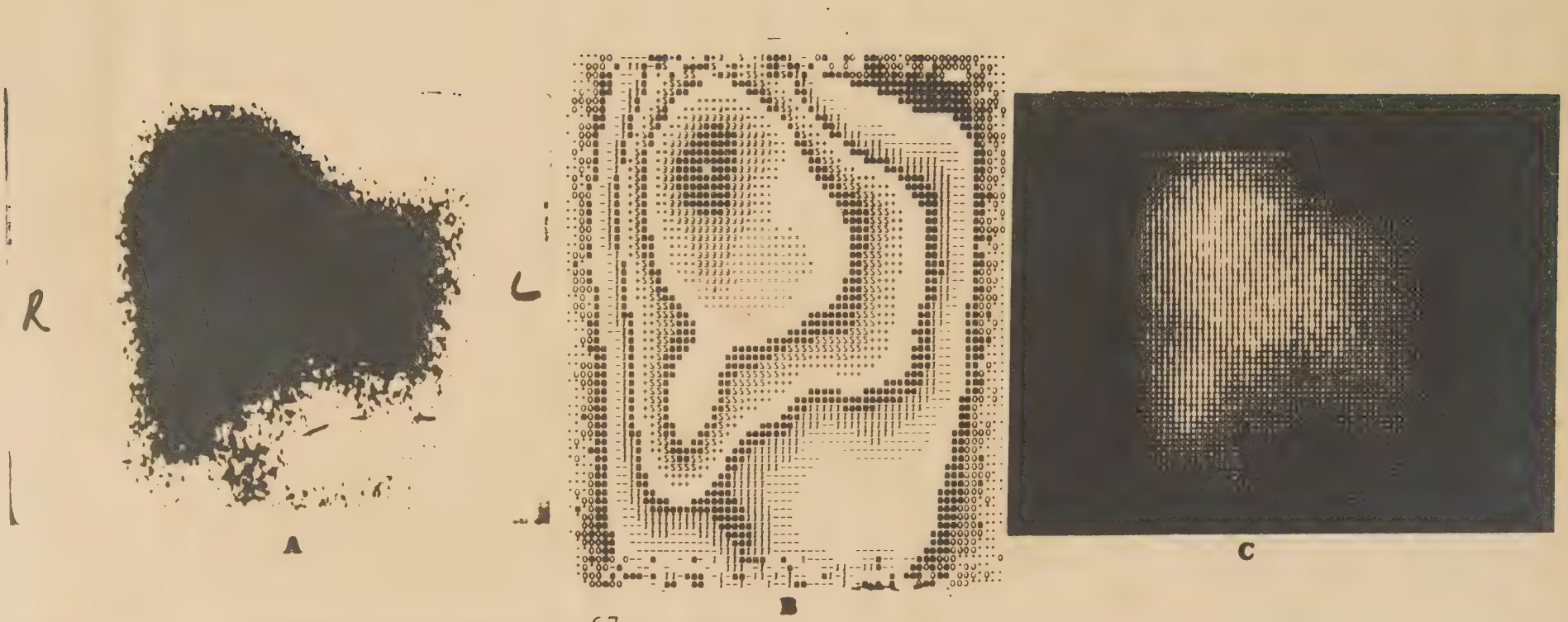
(b) is die flikkergram na beeldverwerking.

tumorflikkergrafie te verhoog is die waarde van beeld= verbetering dus ondersoek. Die teltempo by die flikker= gramme was relatief laag (200 - 600 tellings cm^{-2}) en dus was beeldverbetering hoofsaaklik deur vergladding daar= gestel. Vir lae teltempo's is die 9 x 9 filter en vir hoër teltempo's is die 7 x 7 filter die mees doeltreffend= ste gevind. Wanneer die 5 x 5 filter gebruik is, het die geruis veral na restourasie die beeld oninterpreteerbaar gemaak.

Vergladding het in al die ondersoeke beeldverbe= tering teweeggebring. Weens die groot geruis-komponent wat teenwoordig was, kon met die filters wat gebruik is, slegs letsels groter as 2,5 - 3,5 cm aangetoon word. Die gladding was veral van nut by groter letsels waar die tumor= tot-agtergrond verhouding laag was. Weens die vergladding en veelvoudige vertoning is die lae intensiteit-gebiede akkuraat afgebaken en die asimmetriese voorkoms as gevolg van letsels kon maklik herken word. Figuur 5.8 illustreer die gebruik van dataverwerking.

Fig. 5.8(a) is 'n fotoflikkergram van 'n letsel in die brongus. Verder is Fig.5.8b die flikkergram na vergladding. Die isotoopkonsentrasiedistribusie word meer akkuraat waargeneem. Omdat die letsel-tot-agter= grond-isotoopkonsentrasie deur die bloedtoevoer na die letsel bepaal word, kom lae verhoudings dikwels voor. Beeldverbetering deur vergladding in dié gevalle is dus essensieël.

Fig. 5.9 is 'n flikkergram van 'n lewer met uit= saaiings. In teenstelling met ^{113m}In-kolloïed word



Figuur 5.9 'n Lewerflikkergram met ^{67}Ga-sitraat.

Figuur 5.9 (a) is die fotoflikkergram,

(b) is die flikkergram na beeldverwerking en

(c) is die flikkergram wat van die veelkanaalanaliseerder ossilloskoop fotografeer is.

^{67}Ga-sitraat in kwaadaardige letsels opgeneem en daar kan dus onderskei word tussen kwaadaardige en nie-kwaadaardige vullingsdefekte. Figuur 5.9(c) is die foto vanaf die veelkanaalossilloskoop verkry, (a) is die fotoflikkergram en (b) is die data na beeldverwerking. Deur beeldverwerking word statistiese fluktuasies verwyder. Die opname in die tumor onderaan die regterkant kan duidelik gesien word.

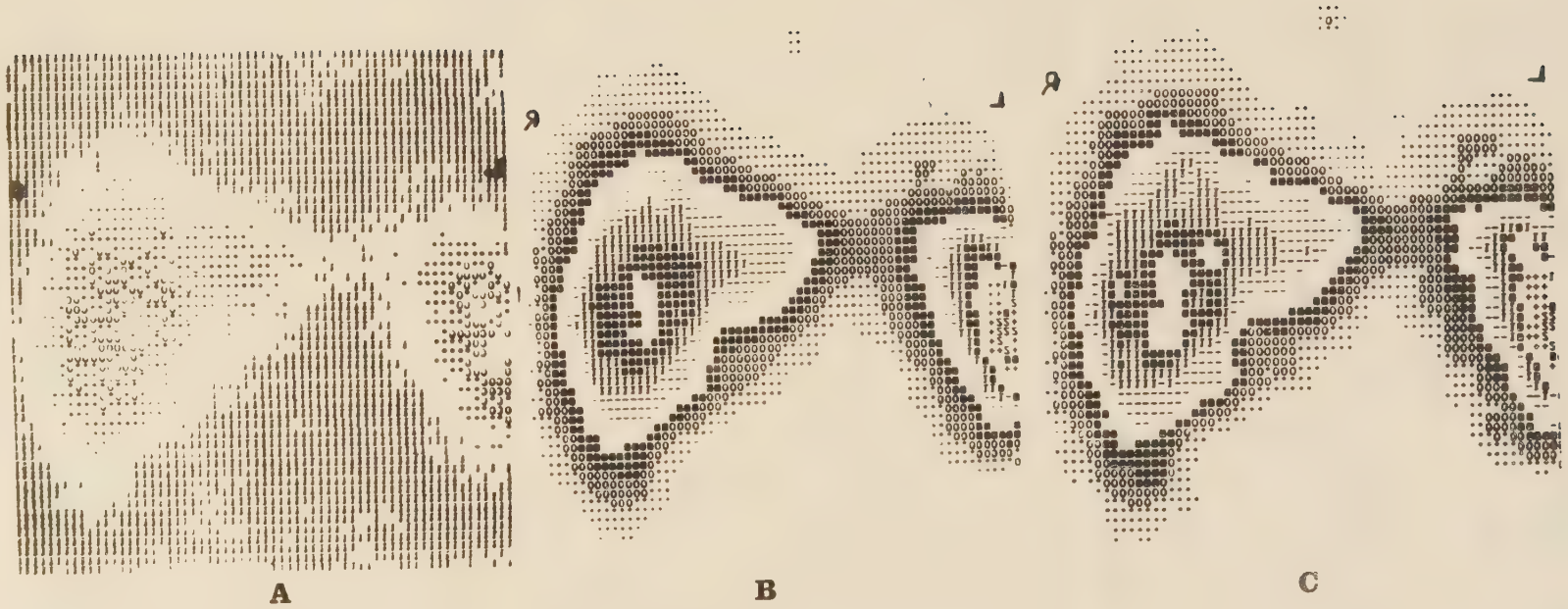
5.5.2 Opsporing van uitsaaiings in die lewer met behulp van ^{113m}In-kolloïed.

Dit is moeilik om vullingsdefekte in die lewer op te spoor omdat die lewer 'n groot orgaan is wat voortdurend in beweging is. Aangesien die prognose van pasiënte met leweruitsaaiings swak is, sal, indien die flikkergram geen uitsaaiings aantoon nie, die pasiënt se verdere lewens verloop die waarneming bevestig of verwerp. Die nut van beeldverbetering is dus by 24 pasiënte ondersoek wat met ^{113m}In-kolloïed flikkergrafeer is. Fig. 5.10 is 'n voorbeeld van die sukses wat met beeldverwerking verkry kan word. Figuur 5.10(a) is die onverwerkte flikkergram terwyl Figuur 5.10(b) die flikkergram na vergladding en Fig. 5.10(c) die flikkergram na restourasie is. 'n Vullingsdefek word na vergladding duidelik waargeneem en na restourasie word verskillende kleiner letsels sigbaar. Die pasiënt is 6 maande na flikkergrafie oorlede en by lykskouing is menigvuldige letsels gevind. Die fotoflikkergram was as normaal gerapporteer.

5.5.3 Tiroïedflikkergrafie met ^{123}I.

Die gunstige fisiese eienskappe van ^{123}I ten

5.38/Figuur 5.10 .....



Figuur 5.10 Lewerflikkergram met ^{113m}In-kolloïed.

Figuur 5.10 (a) is die flikkergram voor beeldverwerking,

(b) is die flikkergram na vergladding en

(c) is die flikkergram na restourasie.

opsigte van tiroïed-flikkergrafie is breedvoerig in hoofstuk 4 en hoofstuk 7 beskryf. By die gebruik van ^{123}I is, die teenwoordigheid van ^{124}I 'n nadeel. Die degradasie van die ruimte-oplosvermoë as gevolg van ^{124}I is ook deur middel van die modulasie-transformasiefunksie aangetoon. Beeldrestourasie is ondersoek om die gedegradeerde oplosvermoë te verbeter.

Beeldrestourasie kan op flikkergramme wat met ^{123}I verkry is, uitgevoer word. Weens die lae stralingsdosis van ^{123}I, kan genoeg aktiwiteit aan die pasiënt toegedien word om 'n hoë teltempo te verkry. Vir die tiroïed beeldverwerking word 'n 5 x 5 element-filter gebruik. Dit kan van die modulasie-transformasiefunksiefilter gesien word dat die waarneming van 'n nodule van 0,25 cm met die filter moontlik is.

Figuur 5.11 illustreer die waarde van beeldrestourasie. Figuur 5.11(c) is 'n beeld wat met ^{123}I wat met ^{124}I gekontamineerd was, verkry is. In vergelyking met figuur 5.11(a) wat van 123-I alleen verkry is, kan gesien word dat die 0,25 cm nodule bo-aan die linker lob verdwyn het. Na beeldverwerking word die koue nodule in figuur 5.11(d) meer sigbaar.

In die 24 ondersoeke wat uitgevoer is, het vergladding altyd beeldverbetering veroorsaak. Wanneer die teltempo hoog genoeg was, was restourasie van waarde. By die tiroïed ondersoeke soos in hoofstuk 6 en 7 beskryf was beeldverbetering 'n voorvereiste.

Die toepassing van beeldverwerking by die gebruik van ^{123}I is dus 'n voorbeeld waar beeldverbetering deur die

Figuur 5.11 Flikkergram van 'n tiroïedfantoom.

Figuur 5.11 (a) is die flikkergram van ^{139}Ce wat ^{123}I simuleer,

(b) is die flikkergram wat met ^{124}I en

(c) is die flikkergram wat met ^{123}I, gekontamineerd met ^{124}I verkry is.

(d) is die gerestoureerde beeld van (c).

restourasie van die ruimteoplosvermoë verkry word.

5.5.4 Flikkergrafie van niere met swak funksie.

By swak nierfunksie is die lokalisering van niere en die bepaling van nierfunksie moeilik. Nier= flikkergramme is dus 'n ideale toepassing van vergladding. Uitstekende resultate is in 'n beperkte reeks van onder= soeke met beeldvergladding behaal (Figuur 7.11). Ander kwantitatiewe inligting soos byvoorbeeld die graad van funksieinkorting, kan ook verder soos in hoofstuk 6 en 7 beskryf verkry word.

5.5.5 Ander Flikkergrafiese ondersoeke.

By ander ondersoeke in tabel 5.1 was beeldverbe= tering nie die primêre doel nie. Ook hier dra beeldver= betering by tot 'n vergemakliking van die interpretasie van resultate. Aangesien dit moeilik is om 'n groot aantal syfers, wat vanaf 'n beeld verkry is, te interpre= teer is die vertoning daarvan as 'n beeld altyd wenslik. Om hierdie rede is beeldverbetering van groot belang selfs waar kwantitatiewe resultate benodig word soos by die toe= passings wat in hoofstuk 6 beskryf word.

5.6 BESPREKING EN GEVOLGTREKKINGS.

Hierdie ondersoek het aangetoon dat vergladding altyd beeldverbetering daarstel. Aangesien vergladding relatief eenvoudig is en met klein rekenaars uitgevoer kan word, is dit dus 'n belangrike aspek van digitale data= verwerking. Vergladding alleen is veral van belang by lae teltempo's.

Daar is verder aangetoon dat met behulp van digitale dataverwerking beeldrestourasie bewerkstellig kan word. Al die verwerkings is in die ruimtedomein uitgevoer, maar die berekenings kan in sommige gevalle vinniger in die frekwensiedomein met die "Vinnige Fourier-Transformasie" gedoen word. Die metode wat gekies word is onderworpe aan die beskikbare rekenaar en die aantal elemente waaruit die beeld bestaan. Die beskikbaarheid van elektroniese aparatuur om die Fourier-Transformasie of konvolusies uit te voer, sal bewerkings verhaas en sodoende die gebruik van klein rekenaars vir beeldrestourasie moontlik maak.

6. KWANTITATIEWE FLIKKERGRAFIE

6.1 INLEIDING.

6.2 VERHOUDINGSFLIKKERGRAFIE VAN EKSPERIMENTELE HARTINFARKSIE.

6.2.1 Metode

6.2.2 Resultate

6.3 ANDER TOEPASSING VAN VERHOUDINGSTEGNIEKE.

6.3.1 Gammakamera-uniformiteitskorreksie

6.3.2 Statiese longfunksie-ondersoeke

6.3.3 ^{76}Ga - ^{113m}In Verhoudingsflikkergrafie van die lewer.

6.3.4 Vervalkorreksie van radio-aktiewe kerne

6.4 SUBTRAKSIE-FLIKKERGRAFIE.

6.4.1 ^{123}I Tiroïed subtraksie-flikkergrafie

6.4.2 Pankreas-flikkergrafie

6.4.3 Agtergrond-korreksie

6.5 DINAMIESE FLIKKERGRAFIE.

6.5.1 Dinamiese longstudies

6.5.2 Dinamiese hartstudies

6.5.3 Dinamiese lewerstudies

6.6 GEVOLGTREKKINGS.

6. KWANTITATIEWE FLIKKERGRAFIE.

6.1 INLEIDING.

In die vorige hoofstuk is metodes van beeldverwerking ondersoek wat tot beeldverbetering lei. In hierdie hoofstuk word daar van die beeldverwerking van veelvuldige flikkergramme gebruik gemaak om nuwe of kwantitatiewe inligting te verkry. Die resultate wat verkry word kan in syfervorm of in beeldvorm weergegee word. Wanneer die resultate in beeldvorm verkry word, is beeldverbetering gewoonlik noodsaaklik.

Kwantitatiewe flikkergrafie in die vorm van verhoudingsflikkergrafie is toegepas om 'n beter insig in hartbloedvloei gedurende eksperimentele infarksie te verkry. Die rekenaarsprogram "Dupram" is so verander dat verhoudingsflikkergrafie uitgevoer kan word. Ander toepassings wat met verhoudingsflikkergrafie uitgevoer kan word, sal bespreek word.

Subtraksieflikkergrafie is 'n ander vorm van kwantitatiewe flikkergrafie. Dié metode van flikkergrafie is by die ondersoek na die gebruik van ^{123}I toegepas. Omdat ^{123}I met ^{124}I gekontamineerd is, is daar gepoog om die degraderende effek van die ^{124}I deur subtraksieflikkergrafie te verwyder. By pankreasflikkergrafie en agtergrondkorreksie word van dieselfde tegnieke gebruik gemaak.

Wanneer 'n dinamiese studie met 'n gammakamera uitgevoer word, word 'n groot volume data verkry. Deur verdere verwerking van die data sal betekenisvolle kliniese inligting beskikbaar gestel word. Dataverwerking by long-, hart- en lewerstudies sal beskryf word.

6.2 VERHOUDINGSFLIKKERGRAFIE VAN EKSPERIMENTELE HARTINFARKSIE.

Om 'n insig in die meganisme van hartinfarksie te verkry, is dit noodsaaklik dat die bloedvloeidistribusie kwantitatief bepaal word. Indien mikrosfere, gemerk met 'n radioaktiewe isotoop in 'n aar, wat na die orgaan gaan, ingespuit word, sal die distribusie van die mikrosfere die orgaanbloedvloeidistribusie akkuraat weergee, (Kaihara 1968, Wagner 1969, Zolle 1970.) Deur dus mikrosfere, wat met verskillende radio-isotope gemerk is, agtereenvolgens toe te dien, kan die bloedvloeidistribusie op verskillende stadiums bepaal word. Die standaard metode om die mikrosfeerdistribusie te bepaal, is om weefselmonsters te verkry en dan die konsentrasies van die radio-isotope daarin te meet. In hierdie ondersoek is gepoog om 'n visuele beeld van die bloedvloeidistribusie met flikkergrafie te verkry. Dit is alreeds deur Borkat (1971) aangetoon dat digitale data wat met behulp van flikkergrafie verkry is, akkuraat met die resultate wat van monstermeting verkry word, ooreenkom.

In die vorige ondersoeke waar monsters verkry is, is gewoonlik een radio-aktiewe isotoop gebruik (Becker 1971). In hierdie ondersoek is daar gepoog om vier radio-isotope te gebruik. Deur die gebruik van veelvuldige radio-isotope kon verhoudingsflikkergramme verkry word en die tegniek daarvan is ondersoek.

6.2.1. Metode.

Plastiese mikrosfere van 15 mikron in deursnee, wat met ^{169}Yb, ^{141}Ce, ^{85}Sr en ^{51}Cr gemerk is, is gebruik. Al die radio-isotope is gammastralers met lang halfleeftye.

Kaapse bobbejane is vir die ondersoeke gebruik. Die bobbejane is onder narkose geplaas en die harte is ge=kateteriseer. Om die normale bloedvloeidistribusie te verkry is ^{141}Ce-gemerkte mikrosfere deur die kateter in die linker-atrium van die bobbejaan ingespuit. Hierna is 'n infarksie induseer en die bloedvloei is na die infark=sie met ^{85}Sr-mikrosfere bepaal. Om die invloed van kardio-aktiewe middels, wat vervolgens ingespuit is, te bepaal is mikrosfere gemerk met ^{169}Yb en ^{51}Cr en gebruik.

Nadat die dier gedood is, is die hart verwyder en oopgevlek (Figuur 6.1). Voordat daar met die flikkergrafie van die hart begin is, is die energiespektrum van die ver=skillende isotope met die veelkanaalanaliseerder bepaal. Die bydrae van die een isotoop tot die fotopiektellings van die ander kon dus bepaal word. Die hart is vervolgens geflikkergrafeer en die energie-instellings op die enkel=kanaalanaliseerder was soos wat verkry is van die veelka=naalstudie. Weens die lae teltempo is die growweoplosver=moë kollimator (Picker 2112) gebruik. 'n Flikkergram vir elkeen van die vier isotope het ongeveer een uur geduur om te voltooi. Die data wat gedurende flikkergrafie verkry is, is met die veelkanaalanaliseerder versamel en die data is na elke flikkergram op papierband gepons.

Die data op die papierband is op magneetband ge=lees soos in hoofstuk 2 beskryf. Elkeen van die vier flik=kergramme wat verkry is, is afsonderlik met die program "Dupram" vertoon. By die vertoning van die flikkergramme is vir energieoorvleueling gekorrigeer en beeldverbetering is uitgevoer.

Figuur 6.1 Oopgevlekte bobbejaanhart met septa.

Die verhouding van die flikkergram wat die normale bloedvloeidistribusie weergee en die ander flikkergramme na infarksie is ook verkry. Die verhoudingsflikkergramme is bereken deur óf die normale beeld in die ander beelde wat na die hart infarksie verkry was, te deel, óf deur die omgekeerde proses naamlik om die abnormale beelde in die normale beeld te deel. By die verhoudingsflikkergrafie is ook vir energieoorvleueling vergoed. Beeldverbetering is ook op die verhoudingsflikkergramme uitgevoer.

Nadat die hartflikkergrafie voltooi was, is monsters van geselekteerde gebiede verkry. Die aktiwiteite van die isotope wat teenwoordig was, is in 'n NaI-putkristal bepaal, wat aan die veelkanaalanaliseerder gekoppel was. Omdat ook hier energieoorvleueling plaasvind is 'n spesiale program "Soln" ontwikkel, waarmee die monsterdata verwerk kon word. Die afskrif van die program word in bylaag D gegee. Die program kon die ware teltempo's afkomstig van tot soveel as ses isotope bereken. Verder kon verval en agtergrond korreksies en normalisasies ten opsigte van die monstermassa, die begin aktiwiteit en die normale monsters uitgevoer word. Die program was uitgevoer met die IBM-360 rekenaar van die Rekensentrum van die Universiteit van Stellenbosch.

6.2.2 Resultate.

Figuur 6.2 illustreer die resultate wat met die hartflikkergrafie verkry is. Aangesien die normale hartspier van variërende dikte is, is die normale beeld wat verkry is, nie 'n ware weergawe van die bloedvloeidistribusie per massa-eenheid nie.

6.7/Figuur 6.2 .....

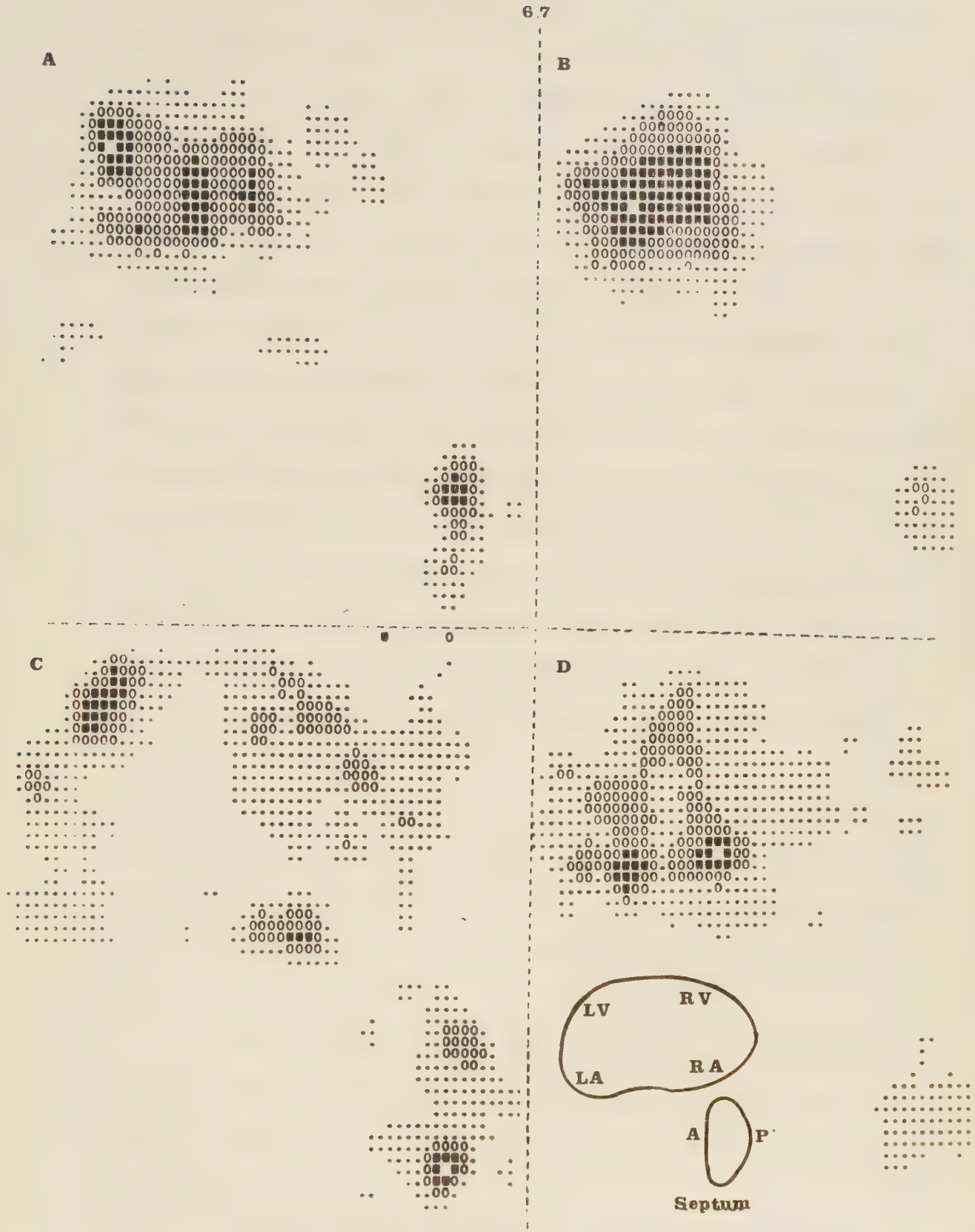


FIG. 6 2 BOBBEJAANHARTFLIKKERGRAMME MET RADIO-ISOTOOPGEMERKTE MIKROSFERE. FIG. 6.2(A) IS VOOR EN (B) IS NA INFARKSIE. (C) EN (D) IS VERHOUDINGSFLIKKERGRAMME VAN (A) EN (B).

Figuur 6.2(a) dui die beeld aan wat die normale distribu=sie verteenwoordig en (b) is die beeld van die hart na infarksie. Figuur 6.2(c) illustreer die verhoudingsflik=kergram waar die geïnfarkteerde beeld deur die normale beeld gedeel is. Met hierdie beeld word gebiede wat in=farkteer is met 'n groter digtheid vertoon. Figuur 6.2(d) is die beeld wat verkry is deur die normale beeld in die abnormale beeld te deel. Die bloedvloeidistribusie per massa-eenheid word deur hierdie beeld vertoon. Dit kan dus duidelik gesien word dat met behulp van verhoudingflik=kergrafie verskillende aspekte van die bloedvloeidistri=busie duidelik vertoon kon word.

Die flikkergram wat met die ^{51}Cr-gemerkte mikro=sfere verkry is, was oninterpreteerbaar. Die disinte=grasie-konstante van ^{51}Cr is baie laag (10%) en ^{169}Yb het ook 'n fotopiek by dieselfde energie waar die fotopiek van die ^{51}Cr voorkom.

Weens die feit dat die hartspier deur 'n areabron benader kan word kan die verstrooiingspektrum van die hart=spier, deur die spektrum van die areabronne benader word wat vir die bepaling van die energieoorvleueling gebruik is.

Met flikkergrafie kan nie tussen die distribusie van die anterior- en posteriorwande van die hartwande on=derskei word nie. Vir die doel is die verkryging van mon=sters noodsaaklik.

Die flikkergrafie van die hart is prakties een=voudiger met 'n gammakamera, aangesien dit geen bewegende dele het nie. Die sensitiwiteit van die hoërenergie-isotope

6.9/ mag .....

mag egter laer wees as gevolg van die dun NaI-kristal wat gebruik word (Borkat 1971).

6.3 ANDER TOEPASSINGS VAN VERHOUDINGSTEGNIEKE.

6.3.1 Gammakamera-uniformiteitskorreksie.

Verhoudingstegnieke speel 'n belangrike rol in die gebruik van die gammakamera. Omdat die sensitiwiteit van die gammakamera ongeveer 10% oor die kristal varieer mag dit gebeur dat valse gevolgtrekkings van flikkergram=me gemaak word. Deur die flikkergram te normaliseer met 'n beeld wat verkry is van 'n bron met uniforme isotoop=distribusie kan die probleem te bowe gekom word. Dit neem rekenaars met 'n klein geheue tot 30 sekondes om 'n beeld van 128 x 128 elemente te normaliseer. Gedurende dinamiese studies word daar by elke ondersoek 'n groot aan=tal flikkergramme verkry en dit sal die rekenaar dus ge=ruime tyd neem om normalisasie van al die beelde uit te voer.

6.3.2 Statiese longfunksieondersoeke.

By die ondersoek van longfunksies met ^{133}Xe word die statiese metode dikwels gebruik. Die metode is ook in 'n plaaslike projek gebruik om longfunksie na longoor=plantings te bepaal (White 1971, De Wet Lubbe 1971). Ventilasie word bepaal deurdat die pasiënt radioaktiewe gas inasem en sy asem ophou terwyl 'n flikkergram met 'n gammakamera verkry word. Hierna word asemhaling vir 20 sekonde in 'n geslote sisteem voortgesit. Gedurende hier=die periode versprei die gas eweredig in die longe wat dan longvolume verteenwoordig wanneer 'n beeld verkry word.

Net soos by ventilasie kan perfusie verkry word.

6.10/ Indien .....

Indien ^{133}Xe opgelos in fisiologiese soutoplossing binneaars ingespuit word, kan 'n beeld nou verkry word wanneer die pasiënt in-asem. Met behulp van die verhoudingstegnieke wat ontwikkel is vir hartflikkergrafie kan nou aan die hand van die rekenaarsprogram "Dupram" die ventilasie en perfusie per volume eenheid bereken word. Die ventilasie-perfusie verhouding word ook maklik verkry (Bell 1970). Die berekening van die ventilasie en perfusie per volume-eenheid asook die ventilasie-perfusie-verhouding is 'n voorbeeld, waar kwantitatiewe data in beeld vertoon word. Dit is egter dikwels nodig om kwantitatiewe resultate in syfervorm te verkry, soos byvoorbeeld waar die superior en inferior gedeeltes van die long vergelyk moet word. In hierdie geval word die ventilasie of perfusie per regionale volume-eenheid genormaliseer en as 'n indeks uitgedruk (De Wet Lubbe 1971). 'n Program vir die berekenings van twee gebiede van belang is vir die Wang-rekenaar geskryf. 'n Gekoppelde rekenaar het verder die voordeel dat die data wat verwerk moet word alreeds in die geheue beskikbaar is en dus 'n groot tydsbesparing te weeg bring. Die gemak en veiligheid waarmee die longondersoek uitgevoer kan word verseker dat die tegniek in die toekoms van groot waarde sal wees.

6.3.3 ^{67}Ga - ^{113m}In verhoudingsflikkergrafie van die lewer.

In die vorige hoofstuk is gemeld dat beeldverbetering vir die opsporing van letsels in lewer met ^{67}Ga en ^{113m}In van groot waarde is. Met behulp van die verhoudingstegniek sal verdere beeldverbetering daargestel kan word. Indien die ^{67}Ga flikkergram gedeel word deur die

flikkergram van ^{113m}In sal die verhouding slegs by tumore verskillend wees. Die effek van die relatiewe dikte van die orgaan is dus verwyder. Alhoewel die tegniek met 'n enkelpulshoogteanaliseerder toegepas kan word deur die ondersoek twee keer te herhaal, was dit moeilik met die nodige flikkergrafeerders en papierponsband wat tot dusver beskikbaar was. Die pasiënt kan nie lank genoeg stil lê nie en daar sal dus foute as gevolg van die relatiewe be= wegings ontstaan. Laasgenoemde probleem kan ook oorkom word met 'n tegniek wat in die volgende afdeling bespreek word. Wanneer 'n gammakamera in plaas van 'n bewegende detektorflikkergrafeerder gebruik word sal die tyd om die flikkergram te voltooi korter wees wat onnodige beweging dan uitskakel. Alhoewel 'n 2-kanaal-pulshoogteanaliseer= der beskikbaar is, moet die geheuekapasiteit egter ook ver= dubbel word wat weer aansienlike koste te weeg bring.

6.3.4 Vervalkorreksie van radio-aktiewe kerne.

Die program "Dupram" is vir flikkergrafie ver= ander sodat vervalkorreksie aangebring kan word. Ver= valkorreksie is belangrik wanneer dit lank neem om 'n flikkergram met 'n korthalfleeftyd isotoop, te voltooi. Radio-isotope met korthalfleeftye soos byvoorbeeld ^{113m}In, ^{18}F en ^{11}C, hou groot belofte in vir verdere flikkergra= fiese ondersoeke.

6.4 SUBSTRAKSIE FLIKKERGRAFIE.

Substraksieflikkergrafie is 'n vorm van kwantita= tiewe flikkergrafie waar die data van 'n ander beeld afge= trek word. Die gebruik van subtraksie flikkergrafie is by die gebruik van ^{123}I ondersoek. Ander toepassings waar

subtraksieflikkergrafie gebruik word, is by pankreasflik=kergrafie en agtergrondkorreksies.

6.4.1 ^{123}I Tiroïed-subtraksieflikkergrafie.

Dit is in hoofstuk 4 aangetoon dat die ruimteoplosvermoë van 'n flikkergraaf wanneer ^{123}I gebruik word deur ^{124}I kontaminasie degradeer word. Aangesien die degradasie ook met tyd toeneem is dit belangrik om daarvoor te korrigeer. Om die korreksie vir die degradasie uit te voer, is die gebruik van subtraksieflikkergrafie ondersoek.

Die metode wat gevolg is om subtraksieflikkergrafie uit te voer, was as volg: Nadat die flikkergram met ^{123}I voltooi is, word 'n tweede flikkergram verkry sonder dat die pasiënt beweeg. Vir die tweede flikkergram is die pulshoogteanaliseerder ingestel op die energiegebied bokant die ^{123}I-fotopiek. Die energievenster was dieselfde as wat vir die ^{123}I-gebruik is. Die verstrooiing van ^{124}I is konstant oor die energiegebied waaroor die energievenster vir die eerste en tweede flikkergram ingestel is. By voltooiing van die tweede beeld word dit van die eerste beeld afgetrek en normale beeldverbeteringstegnieke word uitgevoer.

Figuur 5.11 illustreer die gebruik van sommasieflikkergrafie. Figuur 5.11(b) is die flikkergram van 'n fantoom verkry met ^{124}I verstrooiing, terwyl figuur 5.11(c) die flikkergram is, wat verkry is met ^{123}I wat met ^{124}I gekontamineerd is. Deur dus die beeld in figuur 5.11(b) van die beeld in figuur 5.11(c) af te trek word die beeld in figuur 5.11(a) verkry. Die gebruik van verskilflikkergrafie om vir beelddegradasie by ^{123}I te vergoed is dus

duidelik geïllustreer (Lötter 1972).

Belowende radioisotope soos ^{169}Yb en ^{67}Ga vir verdere flikkergrafiese toepassings straal fotone van verskillende energië uit. Die gebruik van subtraksieflikkergrafie mag ook hier met vrug toegepas word.

6.4.2 Pankreasflikkergrafie.

Pankreasflikkergrafie was tot dusver een van die minder akkurate flikkergrafiese ondersoeke. Behalwe die ^{75}Se-metionien lewer- en pankreasflikkergram wat gewoonlik verkry word, word die lewer alleen met 'n radioaktiewe kolloïed flikkergrafeer. Nadat die twee lewerbeelde normaliseer is, sal die pankreas alleen vertoon word met behulp van subtraksieflikkergrafie. Weens die lae teltempo wat gewoonlik by die ondersoek verkry word, is beeldverbetering van groot nut by die ondersoek.

'n Pankreasondersoek om subtraksieflikkergrafie met die program "Dupram" uit te toets, is uitgevoer. Die pankreasbeeld, sonder oorvleueling deur die lewer, is na subtraksieflikkergrafie verkry. Die toepassing van beeldverwerking verhoog verder die kwaliteit van die beeld en 'n diagnose kan met groter sekerheid uitgevoer word (Overton 1971, Staab 1971).

Subtraksieflikkergrafie kan ook met die veelkanaalanaliseerder uitgevoer word. Vir subtraksieflikkergrafiese ondersoeke kan slegs 32 x 32 elemente gebruik word, want ten minste twee beelde moet in die geheue van 4096 elemente gestoor word. Indien die konsentrasie van die radio-isotope in die pankreas hoog is, sal verskilflikkergrafie verkry met die veelkanaalanaliseerder voldoende wees.

By lae konsentrasie van die isotoop, is addisionele ver= werking noodsaaklik om beeldverbetering te verkry.

6.4.3 Agtergrond-korreksie.

Agtergrond-korreksie wat 'n eenvoudige toepassing van kwantitatiewe flikkergrafie is, is in baie gevalle noodsaaklik. Deur agtergrondaftrekking kon tumore met ^{67}Ga-flikkergrafie dikwels beter waargeneem word. Agter= grondkorreksie vir die waarneming van niere wat swak funk= sioneer is ook van groot waarde.

By kwantitatiewe flikkergrafie waar orgaanfunksie bepaal word, is agtergrondkorreksie noodsaaklik. Dit is veral van toepassing by nier- en tiroïedondersoeke soos in Hoofstuk 7 beskryf. Wanneer met 'n ligpen oor 'n area van belang integreer word, sluit die integrale tellings wat verkry word ook die agtergrond in. Ware kwantitatiewe orgaanfunksie word dus verkry wanneer die agtergrond bydrae afgetrek word.

6.5 DINAMIESE FLIKKERGRAFIE.

Aangesien die hele gebied van belang tergelykertyd met die gammakamera waargeneem word, kan met 'n vinnige beeldtempo, veranderinge na die toediening van 'n geskikte radioaktiewe middel in organe waargeneem word. Die proses staan bekend as dinamiese flikkergrafie.

Die gammakamera het 'n wye toepassing in dinamiese flikkergrafie. Alhoewel 'n gammakamera nie beskikbaar was nie, is die onderliggende digitale verwerkings-metodes vir byvoorbeeld die long, hart, nier en lewer wel deurge= voer.

6.5.1 Dinamiese longstudies.

Dinamiese studies vir die bepaling van longfunksie met radio-isotope is 'n belowende ondersoek. In teenstelling met die vorige afdeling waar statiese longfunksie behandel was, word dinamiese longfunksie in hierdie afdeling ondersoek. Die metode van dataverwerking is by die bepaling van longfunksie na oorplanting en herinplanting by bobbejane nagegaan (White 1971, De Wet Lubbe 1971).

Na die toediening van ^{133}Xe deur 'n inspuiting of deur asemhaling kan inwas- en uitwasflikkergramme verkry word. Met behulp van 'n ligpen kan die gebied van belang op 'n flikkergram selekteer word om dan lokale inwas- en uitwaskurwes hiervan te genereer. Die kurwe word met behulp van nie-lineêre regressieanalise ontleed om ventilasie te bepaal. 'n Stropingsprogram op die Wang-rekenaar is gebruik vir die analise van die kurwes. 'n Tweekompo=nent-iterasiepassing is ook met 'n IBM-360 rekenaar met die program "RCBF", wat vir die doel ontwikkel is, uitgevoer. 'n Afskrif van die program word in bylaag F gegee.

Aangesien die tweekompartementele model waaraan die data aangepas moet word nie-lineêr is, kan algemene lineêre regressie metodes nie gebruik word nie. Die funksie kan egter met behulp van 'n Taylor-reeks, waar die hoër orde terme weggelaat word, in 'n lineêre vorm omskryf word. Deur dan van geskatte waardes gebruik te maak kan korreksies vir die geskatte waardes met behulp van die kleinste-kwadratiese metode bereken word. Deur iterasie, met ander woorde, deur die hele proses te herhaal totdat die korreksies van die nuwe geskatte waardes weglaatbaar klein

is, word 'n kleinste kwadraatpassing van data aan die tweekompartementele model verkry (De Valois 1970). Die iterasie tegnieke is egter sensitief vir geruis en vir af= wykings van die wiskundige model. In sulke gevalle word die geskatte waardes nie deur die meer akkurate benaderings vervang nie, maar divergensie vind plaas.

'n Belowende nuwe tegniek is onlangs rapporteer (Kaihara 1969, McIntyre 1970). Hier word dinamiese long= flikkergrafie uitgevoer en die kurwes analiseer. Die ventilasie soos bepaal van die kurwe vir elke klein regio= nale longgebied word egter weer in 'n beeld rekonstrueer. Hierdie toepassing is dus 'n voorbeeld van kwantitatiewe flikkergrafie in die ware sin van die woord.

6.5.2 Dinamiese hartstudies.

Dinamiese hartstudies is 'n standaard metode waarmee kardiale bloedvloei met behulp van ^{133}Xe bepaal word. Die bloedvloei word dan vanaf eksponensiële regres= sie analise verkry (Van Heerden 1968).

In plaas van die konvensionele metode waar 'n enkele detektor oor die gebied van belang geplaas word, word met behulp van dinamiese gammakamera studies die gebied van belang na flikkergrafie selekteer (Adam 1969). Nuwe belowende rekenaartegnieke is egter ook hier ontwikkel. Die hartkamers en linker- na regterkantaftakkings kan op 'n elegante metode ook in beeldvorm daargestel word (Jones 1971).

Dinamiese kurwes, soos vantevore bespreek, word oor geselekteerde gebiede verkry. By aftakking word ook 'n tweede piek na die hoofpiek verkry. Deur die gebiede

van dieselfde tydsverloop na inspuiting, wanneer die eerste piek gevorm is, as 'n beeld te vertoon kan die hartkamers identifiseer word. Indien die tyd van die maksimum van die tweede komponent ook vertoon word kan daar bepaal word of daar 'n aftakking is. Aangesien die gammakamera ver= skillende kamers wat oorvleuel gelyktydig waarneem, is die identifikasie van die hartkamer onakkuraat tensy hier= die metode gebruik word. Deur vergladding toe te pas, kan die komponente veel akkurater verkry word en die anatomiese oplosvermoë by dinamiese studies word dus verhoog.

6.5.3 Dinamiese lewerstudies.

Lewerfunksie met radio-isotope kan met 'n ver= skeidenheid van tegnieke bepaal word. Om die totale op= name van radioaktiewe gemerkte kolloïed deur die lewer ge= durende flikkergrafie te verkry, is eenvoudig (Kiebooms 1970). Wanneer lewerfunksie met 'n gemerkte kolloïed be= paal word, is die distribusie van die aktiwiteit in die lewer, hart, milt en beenmurg egter ook van belang. Indien data in digitale vorm gestoor is, kan die opname van ak= tiwiteit in die verskillende organe met 'n ligpen verkry word. Normalisasie ten opsigte van die aktiwiteit toege= dien,tydsduur van flikkergrafie, asook verval- en agter= grond-korreksie kan dus op die data uitgevoer word. Lewer-oppervlakte kan ook verkry word en met die normale oppervlakte vergelyk word. Die Wang-rekenaar is gepro= grammeer om hierdie berekenings uit te voer. (Kiebooms 1970). Indien die ondersoeke op 'n roetine basis uitge= voer word, is 'n gekoppelde rekenaar noodsaaklik om data= hantering uit te skakel. 'n Ander metode om lewerfunksie

te bepaal is om die inwas in die lewer, en die uitwas van die radioaktiewe materiaal uit die bloed waar te neem. (Kiebooms 1970, Rosenthal 1971). Die akkuraatheid van die tegnieke is onderhewig aan die reproduseerbaarheid van die gedrag van die kolloïede. Dieselfde rekenaarprogramme wat vir longstudies gebruik is, is hier gebruik om die in= was en uitwas kurwes te analiseer (Kiebooms 1970). Sonder digitale dataverwerking kan kwantitatiewe lewerfunksie dus nie bepaal word nie.

Gedurende flikkergrafie en veral wanneer die pasiënt diep asemhaal, beweeg die lewer en beelddegradasie sal dus ontstaan. Oppenheim (1971) het 'n metode voorge= stel om deur vinnige beeldtempoflikkergramme die oomblik= like posisie van die lewer te bepaal. Deur die flikkergram= me dan presies oor mekaar te plaas kan die verskillende beelde integreer word. Die meridiaan wat die posisie van elke beeld bepaal is die lyn waar die integreerde tellings wat lynsgewyse verkry word, gelyk aan die helfte van die totale tellings van die flikkergram is. Die flikkergram= beelde word dan, totdat die meridiane van al die flikker= gramme oorvleuel, geskuif.

6.6 GEVOLGTREKKINGS.

Die tegniek van eksperimentele hartflikkergrafie wat beskryf is, is waardevol om die effekte van sekere geneesmiddels op die distribusie van bloedvloei in die hartspier te ondersoek. Teoreties kan die tegniek in die mens toegepas word deur flikkergramme van die hart te doen na inspuiting van gemerkte metaboliseerbare mikrosfere. Sulke mikrosfere is reeds in die handel verkrygbaar.

6.19/ Deur .....

Deur middel van verhoudingsflikkergrafie word enige ver=andering in die distribusiepatroon maklik waargeneem en daar word ook outomaties vir verskil in dikte van die hart=spier gekompenseer. Dieselfde waarde behoort in long=flikkergrafie ondervind te word en die tegniek moet op 'n roetine basis uitgebou word.

Benewens die waarde van verhoudingsflikkergrafie, kan daar ook vir orgaanbeweging tydens dieselfde ondersoek gekompenseer word. 'n Belangrike voordeel van verhoudings=flikkergrafie by longstudies is dat die eindbeeld onafhank=lik van die kamerasensitiwiteit is want die verhouding van dieselfde elemente in die beeld word verkry en dus word veranderings in sensitiwiteit uitgeskakel. Die verhou=dingstegnieke kan dus met voordeel by gammakameras toege=pas word. Kwantitatiewe beeldverwerking lewer belang=rike resultate en is eenvoudig om toe te pas. Vanaf die selekteerde ondersoeke wat uitgevoer is, is dit duidelik dat rekenaar-dataverwerking betekenisvolle nuwe inligting daarstel. Die tegnieke behoort na roetine gebruik uitge=brei te word.

7. DIE BEPALING VAN NIERDIEPTE EN DIE ANTERIOR-POSTERIORDEURSNEË VAN DIE TIROÏED MET BEHULP VAN DIE ATTENUASIE VAN FOTONE MET VERSKILLENDE ENERGIË AFKOMSTIG VAN EEN ISOTOOP.

7.1 INLEIDING.

7.2 OORSIG.

7.3 DIE BEPALING VAN DIE ANTERIOR-POSTERIORDEURSNEË VAN DIE TIROÏED.

7.3.1 Die fisiese eienskappe en stralingsdosis van ^{123}I.

7.3.2 Teorie en berekening.

7.3.3 Apparatuur en metode.

7.3.4 Resultate van fantoomeksperimente.

7.3.5. Resultate met pasiënte.

7.3.6 Gevolgtrekkings.

7.4 NIERDIEPTE BEPALING MET ^{113m}In.

7.4.1 Fisiese eienskappe met ^{113m}In.

7.4.2 Teorie en berekening.

7.4.3 Apparatuur en Metode.

7.4.4 Resultate met fantoomondersoeke.

7.4.5 Gevolgtrekkings.

7. DIE BEPALING VAN NIERDIEPTE EN DIE ANTERIOR-POSTERIORDEURSNEE VAN DIE TIROÏED MET BEHULP VAN DIE ATTENUASIE VAN FOTONE MET VERSKILLENDE ENERGIË AFKOMSTIG VAN EEN ISOTOOP.

7.1 INLEIDING.

Omdat die pasiënt gedurende 'n flikkergrafiese ondersoek aan ioniserende straling blootgestel word, is dit belangrik dat daar 'n maksimum hoeveelheid inligting gedurende so 'n ondersoek verkry word. Daar is verskeie belowende radio-isotope wat bruikbare fotone van meer as een energie uitstraal, maar gewoonlik word slegs een foton-energie gebruik. ^{123}I is 'n isotoop waar daar behalwe die 159 keV foton ook 'n reeks karakteristieke fotone met 'n gemiddelde energie van 28 keV teenwoordig is. Gedurende die projek om die gebruik van ^{123}I as 'n radio-isotoop vir tiroïedfunksie-bepaling en vir flikkergrafie te ondersoek, is die dubbelenergie eienskap van ^{123}I ook toegepas in 'n poging om die anterior-posteriordeursnee (APD) van die tiroïed gedurende flikkergrafie te bepaal. Indien die anterior-posteriordeursnee van die tiroïed gedurende flikkergrafie bepaal kan word, kan die orgaan driedimensioneel vertoon word, aangesien die ander twee koördinate van die flikkergram verkry kan word. Vir die driedimensionele rekonstruksie van die tiroïed is die anterior-posterior-deursnee vir elke orgaanelement noodsaaklik, maar dit kan slegs deur die skandering van die orgaan met 'n fokuseerende-kollimator, wat 'n klein volume-element waarneem, verkry word. 'n Enkele oop kollimator-detektor kan nie gebruik word nie, want die gemiddelde orgaandiepte word dan verkry. ^{123}I is die enigste isotoop van jodium wat

7.3/ dubbele .....

dubbele energie fotone uitstraal. Die anterior-posterior=deursnee kan dus gedurende tiroïed opname-funksiestudies, sonder addisionele bestraling aan die pasiënt, bepaal word. 'n Ander belangrike aspek van die anterior-posteriordeur=snee bepaling is dat dit die korreksies vir selfabsorpsie in organe moontlik maak. Die absolute opname van radio-isotope vir die kwantitatiewe bepaling van die funksie van organe kan dus gedurende flikkergrafie verkry word.

Dit is ook moontlik om die relatiewe attenuasie van fotone met verskillende energië met ^{113m}In wat deur die uitstraling van 'n 392 keV gammafoton en 'n 24 keV karakteristieke X-foton verval, te bepaal. Weens die al=gemene gebruik van ^{113m}In-gemerkte verbindings vir flik=kergrafiese ondersoeke (Klopper 1969) kan die diepte-be=palings by organe soos die nier, lewer, milt en brein in beginsel uitgevoer word. In hierdie verhandeling is die tegniek net vir die bepaling van nier-diepte ondersoek. Weens die verskil in die diepte van die linker en regter nier kan kwantitatiewe nierfunksie nie akkuraat bepaal word nie (Van Heerden 1968). Deur gebruik te maak van die attenuasie van fotone met verskillende energië, is die bepaling van nierdiepte met ^{113m}In-DTPA ondersoek om so=doende vir weefselattenuasie te korrigeer.

Kwantitatiewe orgaanfunksiebepaling was tot dus=ver hoofsaaklik tot die tiroïed beperk. Weens die toe=nemende gebruik van digitale dataverwerking kan kwantita=tiewe funksiebepalings op ander organe soos die niere ge=durende flikkergrafie uitgevoer word. In die vorige hoofstuk is alreeds dinamiese studies vermeld. Hier word elke element van die orgaan wat ondersoek word met homself

7.4/as .....

as 'n funksie van tyd vergelyk. By statiese flikkergrafie word die funksie van die orgaan wat ondersoek word met die funksie van 'n normale orgaan vergelyk. Aangesien die grootte en vorm van abnormale organe gewoonlik verander, is die dieptebepalings en die korreksie vir fotonattenuasie dus belangrik. Die bepaling van akkurate kwantitatiewe orgaanfunksie is ook noodsaaklik vir die berekening van die stralingsdosis wanneer pasiënte gedurende diagnostiese ondersoeke aan straling blootgestel word. Die attenuasie van fotone met verskillende energië kan ook met vrug by heelliggaamtellers gebruik word om vir fotonattenuasie te vergoed sodat kwantitatiewe inligting aangaande die dis= tribusie van radio-isotope in die liggaam verkry kan word.

7.2 OORSIG.

Die attenuasie van fotone met verskillende ener= gië vind 'n toepassing in die kwantitatiewe bepaling van radio-aktiwiteit in organe deur gebruik te maak van enkele gekollimeerde detektore, heelliggaamtellers en flikker= grafeerders (IAEA 1971).

Deur van die relatiewe attenuasie van fotone met verskillende energië gebruik te maak kan die mineraalinhoud van been akkuraat bepaal word (Cameron 1968). Die rela= tiewe bepaling van die spier-tot-vet verhouding kan ook deur die tegniek verkry word (Muzess 1970). Hierdie tegnieke is gedurende 1960 ontwikkel toe ^{125}I en ^{241}Am beskikbaar geword het en is verder vervolmaak vir mineraal= inhoud bepalings op ruimtemanne. (Wagner 1964, Sorenson 1964, Cameron 1966). In teenstelling met die beenmineraal= bepalings waar daar slegs van fotopiektellings gebruik

7.5 / gemaak .....

gemaak is, is die dieptebepaling by die tiroïed, en ander organe, uitgevoer deur die meting van die relatiewe in= tensiteite van die fotopiek- en die Campton-verstrooiings= tellings. Mohindra (1965) het 'n uitgebreide ondersoek uitgevoer in verband met die dieptebepaling van puntbronne, verkry vanaf verskillende isotope in 'n verstrooiings= medium. Hierdie ondersoek het belowende resultate in fantome gelewer. Hierdie resultate het gelei tot die bepaling van tiroïeddiepte deur dié metode (Wellman 1967). Wellman het met die fotopiek-verstrooiingsmetode diepte korreksie uitgevoer, want met die hoë sensitiwiteit de= tektore wat teenaan die nek vir die bepaling van tiroïed= funksie geplaas is, was dit nodig. Hierdie tegniek is ook vir ^{123}I gebruik wat die stralingsdosis met 'n faktor van 10,000 tot 100,000 in vergelyking met die metode wat deur die I A E A aanbeveel is, verminder het (Wellman 1971). Hierdie tegniek, wat op die verhouding van die aantal foto= piek- en Compton-fotone wat waargeneem is berus, is deur Johnston (1969) vir die kwantisering van radioaktiwiteit, nie alleen in puntbronne nie, maar ook in volume bronne ondersoek. Dit is gevind dat die fotopiek - Compton= verstrooiingsmetode net geld indien die bron kleiner as die gesigsveld van die detektor is. 'n Ander belangrike nadeel van die tegniek is dat wanneer hoër energie fotone teenwoordig is, die resultate deur die verstrooiing van die hoë energie fotone beinvloed sal word. Dit sal ver= al gebeur wanneer veelvuldige organe die isotoop konsen= treer, met die gevolg dat die verstrooiing wat waargeneem word nie van die bron van die fotopiek-fotone afkomstig is nie. Sorenson (1971) het die tegniek om

^{59}Fe-distribusie in die liggaam te bepaal ondersoek en het gevind dat die tegniek onakkuraat is sodra veelvuldige volumebronne, soos byvoorbeeld niere, teenwoordig is. Om die isotoopdistribusie in die liggaam akkuraat te bepaal is dubbele detektore en transmissiewaarnemings ondersoek.

'n Ander metode van dieptekorreksie wat gebruik kan word, is om van die omgekeerde kwadraatwet gebruik te maak en waarnemings op verskillende afstande te verkry (Rollo 1971). Die tegniek word veral toegepas wanneer ^{125}I gebruik word. Aangesien die energie van die fotone van ^{125}I slegs 28 keV is, is korreksies vir selfabsorbsie gedurende tiroïedfunksie-bepalings noodsaaklik, maar die enigste metode wat geskik is om vir die foton attenuasie te korrigeer, is deur van die omgekeerde kwadraatwet ge= bruik te maak.

Tauxe (1969a) en Dolan(1968)het 'n tegniek wat op die attenuasie van fotone van verskillende energië berus vir die bepalings van nierdiepte gerapporteer. Fotone van verskillende energië is verkry deur van ^{125}I en ^{131}I gebruik te maak. Die tegniek is geskik vir die diepte bepaling by nierfunksie, maar dit kan nie vir tiroïed attenuasie korreskies, weens die hoë stralingsdosis, ge= bruik word nie. Tauxe (1969b) het verder die tegniek uitgebrei om die orgaandiepte as 'n beeld gedurende flik= kergrafie voor te stel.

Die gebruik van 'n enkele radio-isotoop wat fotone van verskillende energië uitstraal is deur Oldendorf (1969) vir breinflikkergrafie en deur Crawley (1971) vir brein= bloedvloeistudies voorgestel. Die dubbele-fotontegniek met 'n enkele isotoop vir toepassing by die tiroïed en

niere is nog nie vantevore gerapporteer nie (Lötter 1972). Die gebruik van fokuserende-kollimators om die anterior-posteriordeursnee van die tiroïed en nierdiepte op selekteerde punte te bepaal, is ook nog nie in die lite= ratuur beskryf nie.

7.3 DIE BEPALING VAN DIE ANTERIOR-POSTERIORDEURSNEE VAN DIE TIROÏED.

7.3.1 Die fisiese eienskappe en stralingsdosis van ^{123}I.

Nieteenstaande die feit dat daar agt verskillende radio-isotope van jodium bestaan, voldoen ^{123}I beter as enige ander isotoop van jodium aan die vereistes van die ideale radio-isotoop (Meyers 1966). Die isotoop is weens sy kort halfleeftyd van 13 uur en weens die feit dat dit net met 'n siklotron aktiveer kan word nie vrylik beskikbaar nie. ^{123}I was steriel en pirogeenvry van die Nasionale Fisiese Laboratorium in Pretoria verkry. ^{123}I is aktiveer deur die $^{121}Sb\ (\alpha, 2n)\ ^{123}I$ reaksie. Geduren= de die reaksie word ^{124}I ook verkry deur die reaksie $^{121}Sb\ (\alpha,n)\ ^{124}I$ by lae energië en deur die reaksie $^{123}Sb(\alpha,3n)\ ^{124}I$ by hoë energië. Weens die relatiewe lang transporttyd is die ^{123}I die volgende oggend, 18 uur na aktivering, gebruik wanneer die ^{124}I kontaminasie gemiddeld 4,6 persent was.

Weens die feit dat ^{123}I deur elektron-vangs ver= val (Fig. 7.1) en ook as gevolg van die kort halfleeftyd van die isotoop is die stralingsdosis veel laer as dié van die ander isotope van jodium (Wellman 1971). Die half= lewe van ^{123}I is na aan die optimum vir die uitvoering van tiroïedfunksie-ondersoeke met 'n minimum stralingsdosis,

aangesien die ondersoeke gewoonlik op 6 uur en 24 uur uitgevoer word (Fig. 7.2) (Wagner 1966). Verder is die 159 keV fotone na aan die optimum energie vir flikkergrafie, aangesien die fotone maklik deur lood gekollimeer kan word, maar dit is tog nog deurdringbaar deur weefsel, met 'n halveringsdikte van 4,7 cm. Aangesien die lae 28 keV karakteristieke X-fotone maklik deur weefsel attenueer word, is die fotone slegs vir die waarneming van oppervlakkige letsels gedurende flikkergrafie geskik. Indien die 28 keV fotone vir funksionele opnamestudies gebruik word moet daar soos vir ^{125}I vir attenuasie vergoed word.

7.3.2 Teorie en berekeninge.

Die beginsels waarop die anterior-posteriordeursnee (APD) berekening berus is as volg: Wanneer ^{123}I verval word 'n gammafoton van 159 keV en 'n X-foton van 28 keV uitgestraal. Wanneer ^{123}I dus in die tiroïed gekonsentreer is, sal die lae energie X-foton meer deur die weefsel attenueer word as die gammafoton. Die relatiewe intensiteite van die twee fotone sal dus 'n funksie van die tiroïed anterior-posteriordeursnee wees.

Die teltempo van die fotone word gegee deur die vergelyking:

$$T = \frac{T_o}{k} \exp(-kt_1)\{[1-\exp(-k(t_2-t_1))]\} \quad \ldots\ldots\ldots 7.1$$

waar k = Lineêre attenuasie-koëffisiënt.

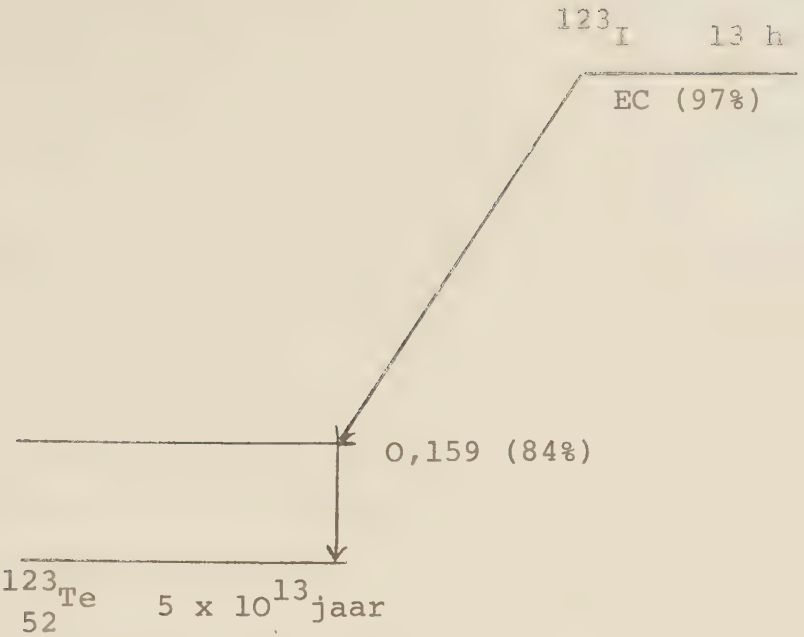
T_o = Teltempo per eenheidslengte van bron.

t_1 = Weefseldikte.

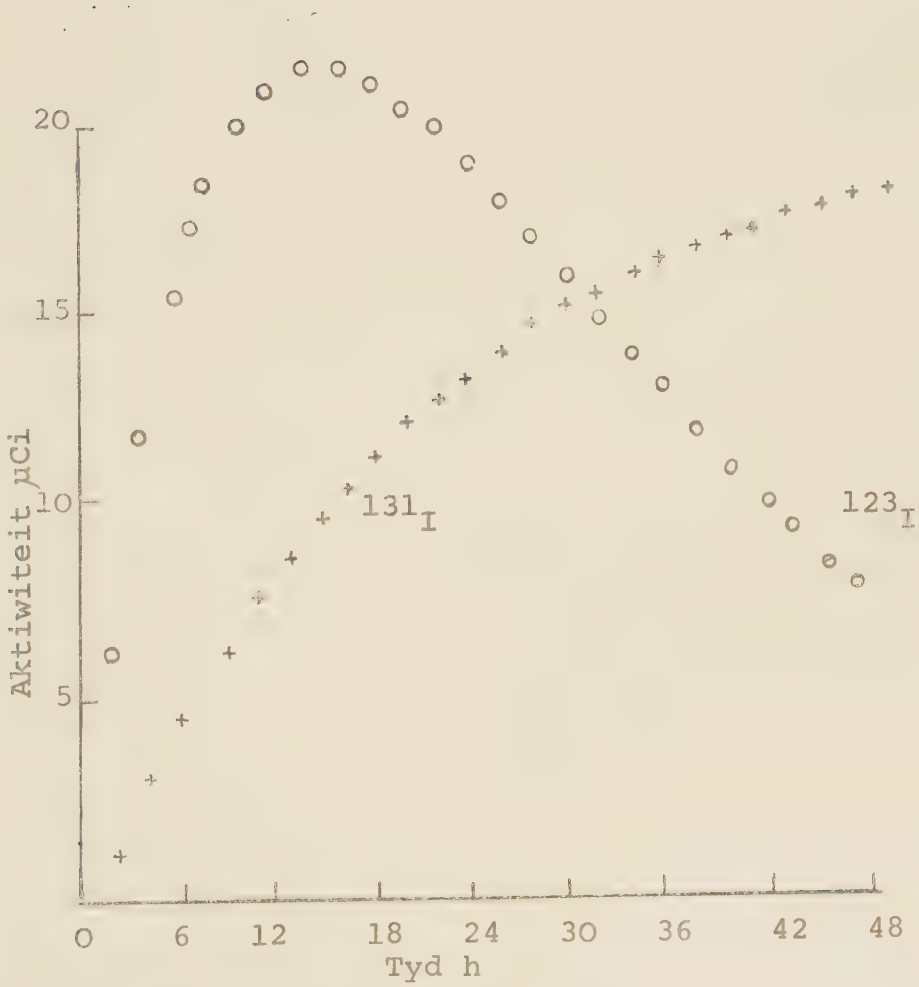
t_2 = Weefseldikte plus anterior-posteriordeursnee (APD).

t_2-t_1 = Anterior-posteriordeursnee.

7.9 / Figuur 7.1 .....



Figuur 7.1 ^{123}I Verval Skema.



Figuur 7.2 Jodium Aktiwiteit in Tiroïed

Dit is eksperimenteel gevind dat die verband tussen die verhouding van die teltempo van die gamma- en X-fotone en die anterior-posteriordeursnee oor die punt van belang met 'n lineêre funksie benader kan word.

Weens die teenwoordigheid van ^{124}I kan die verhouding van die twee fotone met verskillende energië nie sondermeer bepaal word nie. Die hoë energiefotone van ^{124}I straal ook karakteristieke X-fotone van dieselfde energie as die van die ^{123}I uit. Om die bydrae van verstrooiing in die 159 keV piek te elimineer, word die verstrooiingsteltempo met 'n gemiddelde energie van 200 keV waargeneem en die teltempo word van die 159 keV piek teltempo afgetrek. Dit kan gedoen word omdat die verstrooiing oor dié energiegebied van 159 keV tot 200 keV konstant bly.

'n Program om die anterior-posteriordeursnee te bereken is vir die Wang-rekenaar geskryf. Die program maak voorsiening vir agtergrondkorreksie, gevolglik moet die agtergrondlesings, sowel as die waargenome lesings van die 28 keV, 159 keV en 200 keV gebiede, in die rekenaar gelees word. Die ware tellings in die 159 keV gebied word dan verkry van:

$$I_{159} = WI_{159} - I_{200} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 7.2$$

waar WI_{159} = die waargenome teltempo in die 159 keV gebied en I_{200} = die teltempo in die 200 keV gebied.
Aangesien die karakteristieke X-fotone wat van ^{124}I en ^{123}I afkomstig is van dieselfde energie is, is die attenuasie daarvan dieselfde. Wanneer die diepte herhaaldelik bepaal moet word, moet die gamma- en X-fotonverhouding voor attenuasie na 'n konstante waarde genormaliseer word.

7.11 / Dit .....

Dit word gedoen deur 'n een cm dik fantoom gevul met ^{123}I as standaard te gebruik en wanneer 'n anterior-posteriordeursnee bepaal moet word, word die waarde van die verhouding van die fantoom verkry na een genormaliseer.

Voordat normalisasie uitgevoer kan word, moet daar eers vir die verskil tussen weefseldikte en die fantoom omhulseldikte gekorrigeer word. Die pasiënt se teltempo vir elke energie word korrigeer sodat die effektiewe weef=seldikte van die pasiënt dieselfde as die van die fantoom is. Die effektiewe weefseldikte word dus gegee deur:

$$d = d_p - d_s \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 7.3$$

waar d_p : weefseldikte.

d_s : fantoomomhulseldikte.

Die verhouding R_{gp} vir die pasiënt word verkry van die verhouding tussen die gekorrigeerde 159 keV foto=piektellings en die 28 keV X-foton tellings.

$$R_{gp} = \frac{I_{159}}{I_{28}} \exp(k_{159} - k_{28})d \quad \ldots\ldots\ldots 7.4$$

waar k_{159} en k_{28} die lineêre attenuasie-koëffisiënt van die 159 keV en 28 keV fotone is.

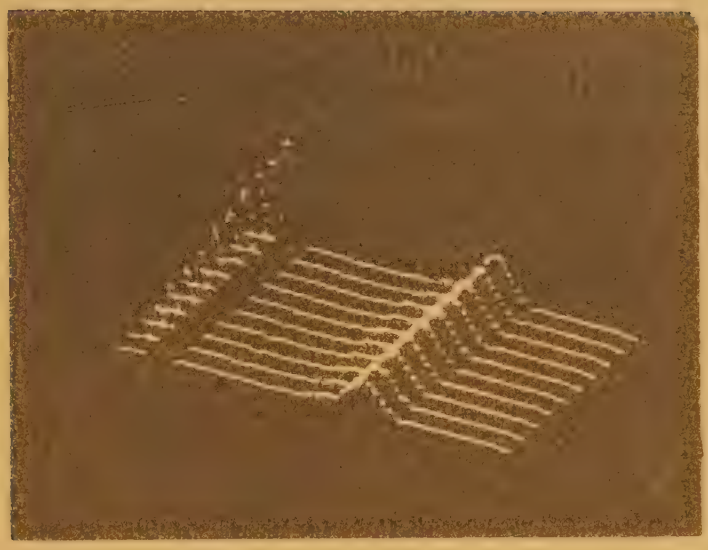
Die gekorrigeerde verhouding R_{gp} word nou nor=maliseer deur dit met die standaard fantoom se gekorrigeer=de waarde R_{gs} te deel, en die genormaliseerde verhouding R_N word dus verkry van:

$$R_N = \frac{R_{gp}}{R_{gs}} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 7.5$$

Aangesien die verhouding van die 159 keV en 28 keV fotopiektellings lineêre verband met diepte het, word die volgende vergelyking verkry:

$$APD = aR_N + b \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 7.6$$

7.12 /Figuur 7.3 .....



Figuur 7.3 Die drie dimensionele vertoon van ^{123}I-Spektra verkry met verskillende dikte absorbeerders.

Figuur 7.4 Tiroïedflikkergramme met ^{123}I.

Figuur 7.4 (a) is verkry met 159 keV energiefotone en Figuur 7.4 (b) met 28 keV energiefotone.

waar a en b regressie konstantes is.

Om die waardes van a en b te bereken is die waarnemings wat van 1, 2, 3 en 4 cm dik fantome verkry is, gebruik. Die gemete waardes van R_N vir elke anterior-posteriordeursnee is met die kleinstekwadrate lineêre regressiemetode gepas om a en b te bereken. Wanneer die anterior-posteriordeursnee van pasiënte bereken moet word, word R_N eerstens en daarna die anterior-posteriordeursnee verkry. Die Wangrekenaar is geprogrammeer om die bereke=nings uit te voer.

7.3.3 Apparatuur en metode.

Vir die kalibrasie van die tegniek is 4 tiroïed=fantome wat 1, 2, 3 en 4 cm dik is, gekonstrueer. Die fan=tome is op 'n perspexplaat gemonteer. Die plaat pas in 'n bak met gleuwe op verskillende afstande sodat waarne=mings van verskillende dieptes water verkry kan word.

Vir al die metings is 'n skandeerder met 'n 13 cm deursnee NaI-kristal gebruik omdat dit die mees geskikste apparaat vir tiroïedflikkergrafie is. Die hoë-oplosvermoë kollimator 2112A is vir die werk gebruik. Die bron-kollimatorafstand by die fantome was gelyk aan die fokus=afstand. By pasiënte-opnames was die vel-kollimatoraf=stand 5 cm. Die uittree van die sintilasiedetektor is aan 'n Intertechniqueveelkanaalanaliseerder gekoppel. Die veelkanaalanaliseerder is in die spektrumanalise metode gebruik. 'n Enkele spektrum is gewoonlik oor 128 kanale verkry en 'n totaal van 32 spektra is gelyktydig gestoor (Fig. 7.3). Die lineêre versterker is so gestel dat die 159 keV piek by kanaal 80 verskyn het. Tellings

is met behulp van koördinaat skakelaars oor die volgende energiegebiede geintegreer.

Kanaalgebied	11-18	21-28	50-65	75-90	100-115
Energiegebied keV	24-36	42-56	100-130	150-180	200-230

Vir alle waarnemings is daar meer as 20,000 tellings per waarneming geakkumuleer. Wanneer die anterior-posteriordeursnee by pasiënte bepaal is, is die gebied waaroor die anterior-posteriordeursnee bepaal is, onmid=dellik na flikkergrafie geselekteer sonder dat die pasiënte beweeg het. Nadat die meting op die pasiënt voltooi is, is ten minste een fantoom vir standardisasie getel. By die pasiënte wat ondersoek is, is digitale flikkergramme van die 28 keV sowel as die 159 keV verkry. Die flikker=gramme is dan aan beeldverwerking onderwerp soos alreeds beskryf. Die verhoudingsbeeld tussen die twee energië is ook verkry.

7.3.4 Resultate van fantoomekesperimente.

Onder die eksperimentele kondisies met die kollimator wat gebruik is, word die anterior-posterior=deursnee soos uitgedruk deur vergelyking 7.6 gegee deur:

$$APD = 10{,}306 - 9{,}225 R_N \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 7.7$$

waar APD die anterior-posteriordeursnee is en

R_N = die genormaliseerde verhouding.

Die anterior-posteriordeursnee is met 'n akku=raatheid van 5% bepaal. Hierdie resultate berus op die aanname dat die vel-tiroïedafstand konstant bly. Van vergelyking 7.1 bleik dit dat die fout in die APD bepaling gegee word deur:

$$\text{APD-fout} = 2(d - d_b)$$

waar d = werklike vel-tiroïedafstand,

d_b = vel-tiroïedafstand wat in die berekening gebruik is.

7.3.5 Resultate met pasiënte.

Aangesien dit die doel van hierdie ondersoek was om 'n metode vir die bepaling van die anterior-posterior=deursnee te ontwikkel en te evalueer is die werk beperk tot fantoom ondersoeke. Die volledige kliniese evalu=asie val buite die bestek van hierdie werk. Om egter te verseker dat enige probleme wat by pasiënte mag ontstaan nie oor die hoof gesien word nie, is die anterior-pos=teriordeursnee op agt pasiënte bepaal. Deur die deursnee van die tiroïedlobbe wat van die flikkergramme verkry is, met die anterior-posteriordeursnee bepalings te vergelyk is 'n benaderde bepaling van die akkuraatheid van die tegniek verkry.

By die 8 pasiënte waarvan die anterior-poste=riordeursnee bepaal is, is daar 'n betekenisvolle ooreen=koms tussen die anterior-posteriordeursnee en tiroïed-grootte wat van die flikkergramme verkry was. Die anterior-posteriordeursnee waardes wat verkry is, word in tabel 7.1 gegee.

TABEL 7.1 ANTERIOR-POSTERIORDEURSNEE BEPALINGS.

PASIËNT NO.	APD REGTER-KLIERLOB	APD LINKER-KLIERLOB
1	1,3	1,4
2	3,0	3,2
3	1,7	1,5
4	2,2	2,2
5	0,5	2,1
6	1,9	1,7
7	1,6	0,3
8	0,7	-
	1,5	1,6

7.16/ Figuur 7.5 .....

Figuur 7.5 Tiroïedflikkergram met ^{123}I.

Figuur 7.5 (a) en (b) is met die 159 keV fotonenergie verkry.

Figuur 7.5 (b) en (c) is met die 28 keV fotonenergie verkry.

Figuur 7.5 (a) en (c) is na vergladding en figuur 7.5 (b) en (d) is die flikkergramme nadat beeldrestourasie uitgevoer is.

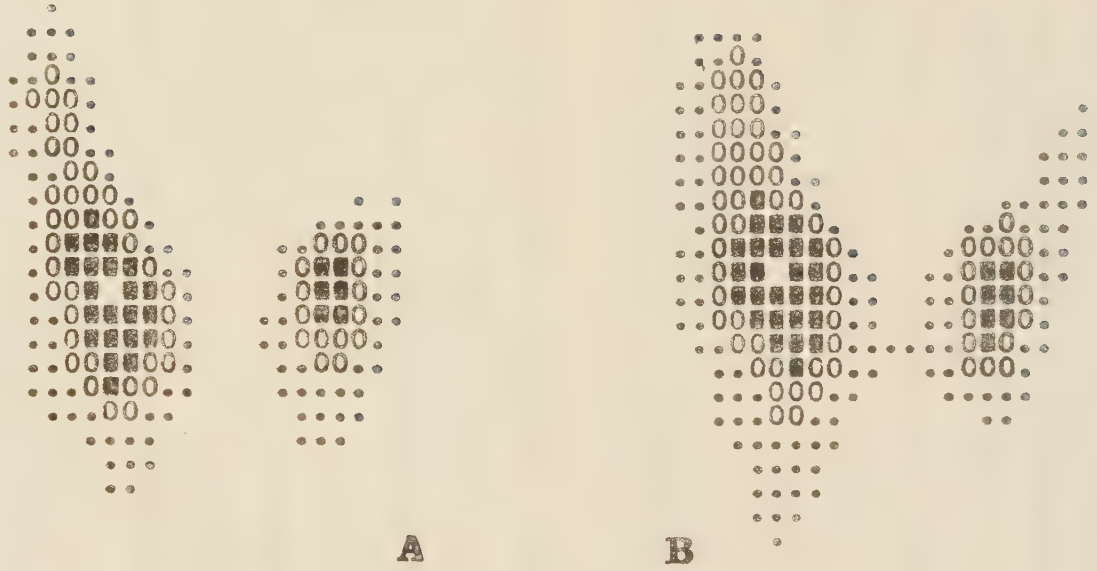
Figuur 7.4 illustreer die flikkergram wat van pasiënt 5 verkry is. Figuur 7.4(a) en (c) is met die 159 keV fotonenergie verkry en figuur 7.4(b) en (d) is met die 28 keV fotonenergie verkry. Die anterior-posteriordeursnee van die regter-klierlob is op die koue nodule bepaal en die waarde van die anterior-posteriordeursnee was 0,5 cm. Die anterior-posteriordeursnee van die linker-klierlob was 2,1 cm.

Figuur 7.5 is die flikkergram wat van pasiënt 7 verkry is. Figuur 7.5(a) en (b) is met die 159 keV fotonenergie en figuur 7.5(c) en (d) is met die keV foton-energie verkry. Figuur 7.5(b) en (d) is die restourasie-beelde van figuur 7.5(a) en (c) respektiewelik. Van tabel 7.1 kan gesien word dat die anterior-posteriordeursnee by die warm nodule van die regter-klierlob 1,6 cm is en die anterior-posteriordeursnee by die koue nodule van die linker-klierlob 0,3 cm is.

Figuur 7.6(a) en (b) is ook 'n flikkergram van die tiroïed van pasiënt 8. Figuur 7.6(a) is met die 159 keV en (b) met die 28 keV fotonenergie uitgevoer. Die anterior-posteriordeursnee van die linker- en regter-klier-lob, wat bepaal is, het warm nodules van 1,6 en 1,5 cm respektiewelik aangetoon. Die anterior-posteriordeursnee is ook oor die koue nodule op die superior regter-klier-lob bepaal waar die anterior-posteriordeursnee 0,7 cm was.

Die voorlopige ondersoek toon dus dat die ante-rior-posteriordeursnee wat bepaal is, benaderd met die tiroïedgrootte wat van die flikkergram verkry is ooreenkom. Aangesien dit die primêre doel van hierdie ondersoek was om die tegniek met fantome te bewys, is verdere ondersoeke

7.18 / Figuur 7.6 .....



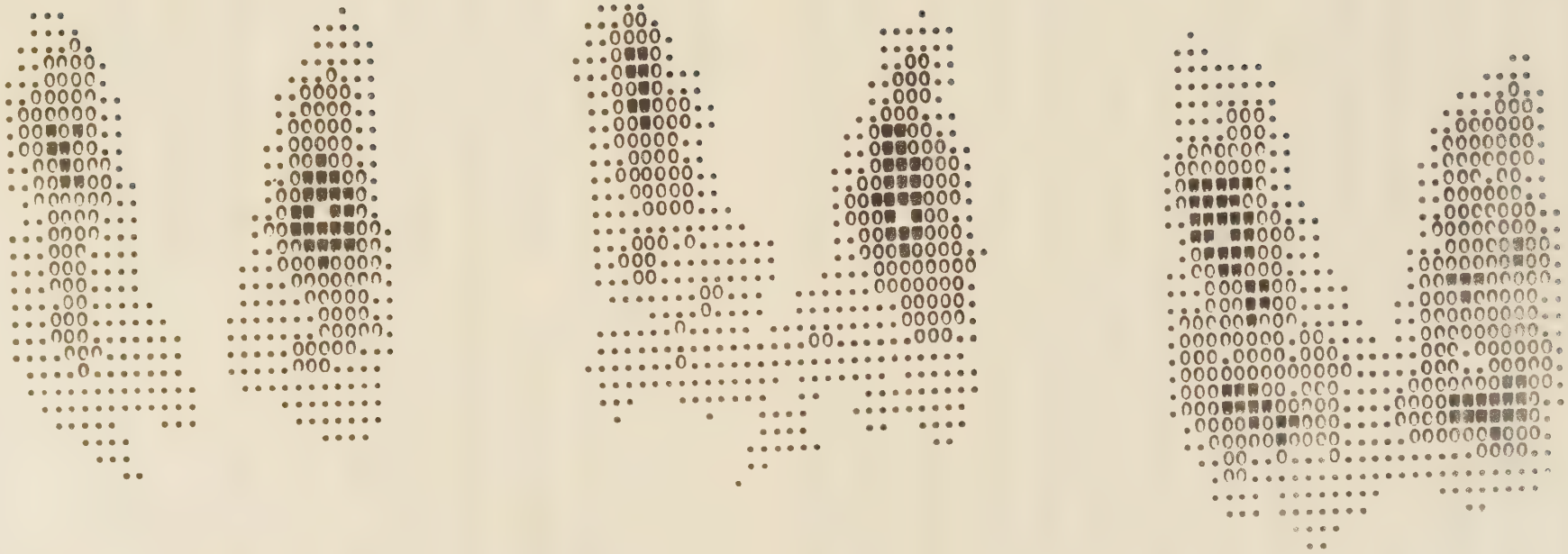
Figuur 7.6 Tiroïedflikkergramme met ^{123}I.
Figuur 7.6 (a) is met die 159 keV fotonenergie en
figuur 7.6 (b) met die 28 keV fotonenergie verkry.

noodsaaklik om die kliniese akkuraatheid van die tegniek te bepaal.

Die flikkergramme wat met die 28 keV en 159 keV fotonenergie verkry is, het aangetoon dat die inligting van die twee beelde aanvullend tot mekaar is. In figuur 7.4(b) word die koue nodule beter deur die 159 keV foton= energie aangetoon as deur die 28 keV fotonenergie soos in figuur 7.4(d) aangetoon. In figuur 7.5(b) toon die ge= restoureerde beeld met die 159 keV fotonenergie ook 'n koue nodule wat nie by die 28 keV fotonenergie beeld ver= kry is nie. In figuur 7.5(b) word bo aan die linker-lob van die skildklier 'n koue nodule deur die 159 keV ener= giefotone aangetoon en dit word nie deur die 28 keV fotone aangetoon nie. Daarenteen vertoon die 28 keV fotonenergie koue nodules onder aan die linker en regs bo aan die regter-lob wat nie deur die 159 keV fotonenergie aangetoon word nie.

Verhoudingsflikkergrafie wat verkry is deur die 159keV fotonenergie beeld deur die 28 keV beeld te deel is ook verkry. Verhoudingsflikkergrafie kan twee toestan= de illustreer. Soos die anterior-posteriordeursnee onder= soek getoon het, sal die verhouding toeneem met toenemende anterior-posteriordeursnee. Die verhouding neem ook toe met weefseldikte of wanneer 'n oppervlakkige koue nodule teenwoordig is. Figuur 7.7(a) is met die 159 keV foton= energie en figuur 7.7(b) met die 28 keV fotonenergie uit= gevoer. Figuur 7.7(c) is die verhoudingsflikkergrafie wat verkry is deur die beeld van 7.7(a) met 7.7(b) te deel. Van figuur 7.7(c) kan dus gesien word dat aan die bokant van die regter-klierlob 'n gedeelte van die orgaan is, met

7.20/ Figuur 7.7 .....



A B C

Figuur 7.7 Tiroïedflikkergram met ^{123}I.

Figuur 7.7 (a) is die tiroïedflikkergram wat met die 159 keV fotonenergie en
(b) met die 28 keV fotonenergie verkry is.
Figuur 7.7 (c) is die verhouding van (a) en (b).

'n groot anterior-posteriordeursnee. Die koue nodules wat bo-op die funksionerende weefsel lê word duidelik op die 28 keV flikkergram opgewys omdat hierdie fotone geattenueer word deur die koue weefsel wat nie veel effek op die 159 keV fotone het nie. Met verhoudings-flikkergrafie word hierdie dele weergegee asof ons met 'n groot anterior-posteriordeursnee te doen het. Dit is 'n baie nuttige metode om die nodules aan te toon.

In die reeks pasiëntflikkergramme het die bewe= ging van pasiënte gedurende die periode tussen die opname van die 159 keV en 28 keV flikkergramme, die verhoudings= flikkergram in baie gevalle onbruikbaar gemaak. Aangesien slegs 'n 4096 woord-geheue in gebruik was, kon twee beelde van 64 x 64 woorde nie tegelyktydig met die veelkanaalana= liseerder verkry word nie. Die probleem van beweging kan egter ook opgelos word deur van beeldherkenningstegnieke gebruik te maak of om meer gesofistikeerde apparatuur te verkry.

7.3.6 Gevolgtrekkings.

Die anterior-posteriordeursnee van die tiroïed kon akkuraat bepaal word deur gebruik te maak van ^{123}I en fokuserende kollimators. Om 'n hoë akkuraatheid in die bepaling van die anterior-posteriordeursnee te verkry, moes die teltempo's afkomstig van die twee energië met 'n baie hoë akkuraatheid gemeet word, want 'n klein variasie in die verhouding R_N veroorsaak 'n groot variasie in die anterior-posteriordeursnee. Weens die relatiewe lae sensitiwiteit van flikkergrafeerders, is die standaard= diviasie van die tellings in die verskillende kanale of

elemente groot en gevolglik is dit onmoontlik om absolute bepalings van die anterior-posteriordeursnee met 'n hoë oplosvermoë te verkry.

Die tiroïedvolume kan egter verkry word deur van 'n wiskundige formule gebruik te maak (Snyder 1969). Die wydte en lengte van die orgaan kan van die flikkergram verkry word, terwyl die anterior-posteriordeursnee met die fokuserende kollimator op 'n geselekteerde gebied bepaal kan word.

Aangesien die 28 keV fotonenergieflikkergram geen addisionele stralingsdosis veroorsaak nie, word die gebruik daarvan, aanbeveel. Dit is duidelik aangetoon dat na beeldverbetering die 28 keV fotonenergie aanvullend tot die 159 keV fotonenergiebeeld is.

Alternatiewe metodes vir die aktivering van ^{123}I, vry van ^{124}I, is alreeds gerapporteer. (Sodd 1971). Ongekontamineerde ^{123}I word verkry deur eers ^{123}Xe te aktiveer. Wanneer ^{123}Xe verval word ^{123}I gevorm. Indien die ^{123}Xe toegelaat word om in die teenwoordigheid van serumalbumin te verval, is aangetoon dat 'n verbinding van die ^{123}I met die serumalbumin gevorm word.

Die beskikbaarheid van ^{123}I vry van ^{124}I sal dus in alle opsigte die gebruik van ^{123}I laat toeneem.

Gedurende hierdie ondersoek het 'n ander toe= passing van ^{123}I aan die lig gekom. Wanneer ^{123}I verval, word die 159 keV en 28 keV fotone in koïnsidensie met mekaar uitgestraal. Indien twee fokuserende kollimator= detektors 90° tot mekaar geplaas word en in koïnsidensie geskakel word, sal die aktiwiteit alleenlik, waar die ge= sigsvelde mekaar oorvleuel, waargeneem word. Op die

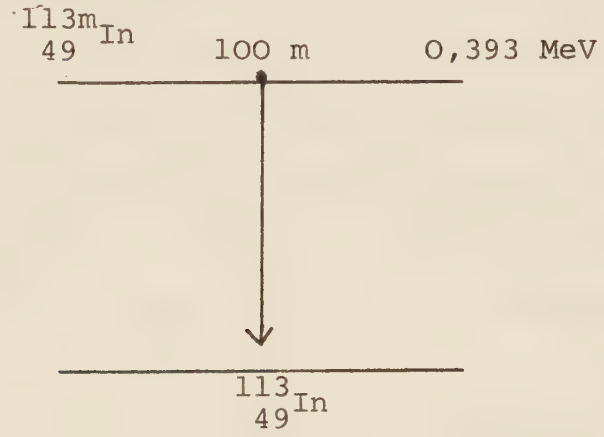
7.23 / manier .....

manier kan tomografie dus daargestel word.

7.4 NIERDIEPTE BEPALING MET ^{113m}In.

7.4.1 Fisiese eienskappe van ^{113m}In.

Verbindings gemerk met ^{113m}In het 'n wye toepassing in flikkergrafie (Klopper 1969). Wanneer flikkergrafiese ondersoeke met ^{113m}In uitgevoer word, word pasiënte aan 'n lae stralingsdosis blootgestel. Verder is die chemiese verbindings waarmee verskillende organe skandeer word een=voudig om te berei. ^{113m}In verval met 'n enkele isome=riese oorgang en die kern ondergaan 35,5% per disintegra=sie interne omruiling. Gammafotone met 'n energie van 392 keV word in 64,5% per disintegrasie uitgestraal. Karakteristieke X-fotone van 24 keV word 26% per disinte=grasie uitgestraal (Figuur 7.8).



Figuur 7.8 ^{113m}I vervalskema.

Weens die feit dat die ^{113m}In in 'n isomeriese toestand verkeer en omdat dit 'n kort halfleeftyd van 1,667 uur het, is die stralingsdosis wat van die isotoop verkry word, laag (Van der Merwe 1970). Tot dusver is die gebruik van die 24 keV X-foton nog nie gerapporteer nie.

7.4.2 Teorie en berekeninge.

Die teorie vir die bepaling van nierdiepte is dieselfde soos wat dit uiteengesit is vir die bepaling van die anterior-posteriordeursnee van die tiroïed. Die enigste verskil is, dat in die geval van nierdieptebe= palings word die orgaandikte t_2-t_1 konstant gehou, terwyl die weefseldiepte t_1 verander word. Die teltempo T wat waargeneem word,word gegee deur vergelyking 7.1

$$T = T_o \exp(-kt_1)\{1-\exp[-k(t_2-t_1)]\} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots 7.1$$

In die bepaling van die nierdiepte sal die effek van die nierdikte t_2-t_1 dus ook 'n rol speel. Tauxe (1969) het eksperimenteel gevind dat die effek van die nierdikte uitgeskakel kan word indien die "diepte" gegee word deur:

$$t_t = t_1 + (t_2-t_1)/3 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 7.2$$

Wat in wese gedoen is, is dat die volumenierbron na 'n ekwivalente oppervlaktebron gereduseer is (Beck 1964). As die areabron op 'n ekwivalente diepte t_e waar= geneem word, sal die teltempo wat daarvan verkry is, ge= lyk wees aan die teltempo wat van die volumebron verkry word.

Die ekwivalente diepte t_e van die orgaan met 'n dikte van $t = t_2-t_1$ word gegee deur

$$t_e = \frac{1}{k} \ln \frac{1-\exp(-kt)}{kt} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots 7.3$$

Waar k die lineêre attenuasie koëffisiënt is.

Wanneer die diepte van die niere bepaal word, word die verhouding van die teltempo's afkomstig van die lae en hoë energie fotone bepaal. In dié geval sal die

7.25/ ekwivalente .....

ekwivalente orgaandiepte van 'n orgaan met dikte $t = t_2 - t_1$ gegee word deur:

$$t_e = \frac{1}{k_1 - k_2} \ln \frac{k_1[1-\exp(-k_2 t)]}{k_2[1-\exp(-k_1 t)]} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 7.4$$

waar k_1 = lineêre attenuasiekoëffisiënt van lae energie fotone in weefsel.

k_2 = lineêre attenuasiekoëffisiënt van hoë energie fotone in weefsel.

Wanneer die "diepte" van die niere deur die verhouding van die hoë-energie (392 keV) en lae-energie (24 keV) tellings bepaal word, word in werklikheid die totale effektiewe nierdiepte bepaal en dit word gegee deur:

$$t_t = t_1 + t_e \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 7.5$$

waar t_1 = die vel-nierweefseldiepte en

t_e = die ekwivalente diepte van 'n areabron wat die tellings van nier met deursnee $t_2 - t_1$ simuleer.

Wanneer die nierdiepte bereken is, word die integreerde tellings T wat van die flikkergram verkry is, gekorrigeer vir weefselattenuasie deur die formule:

$$T_g = T \exp(kt_t) \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad 7.6$$

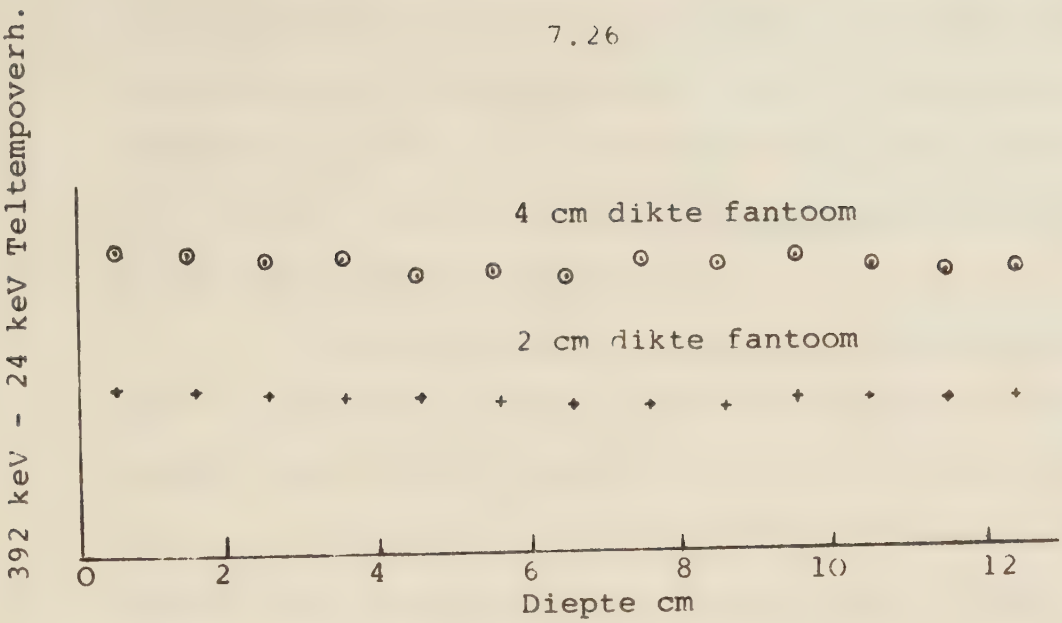
waar T_g = geïntegreerde niertellings vir attenuasie gekorrigeer.

T = geïntegreerde niertellings verkry van die flikkergram.

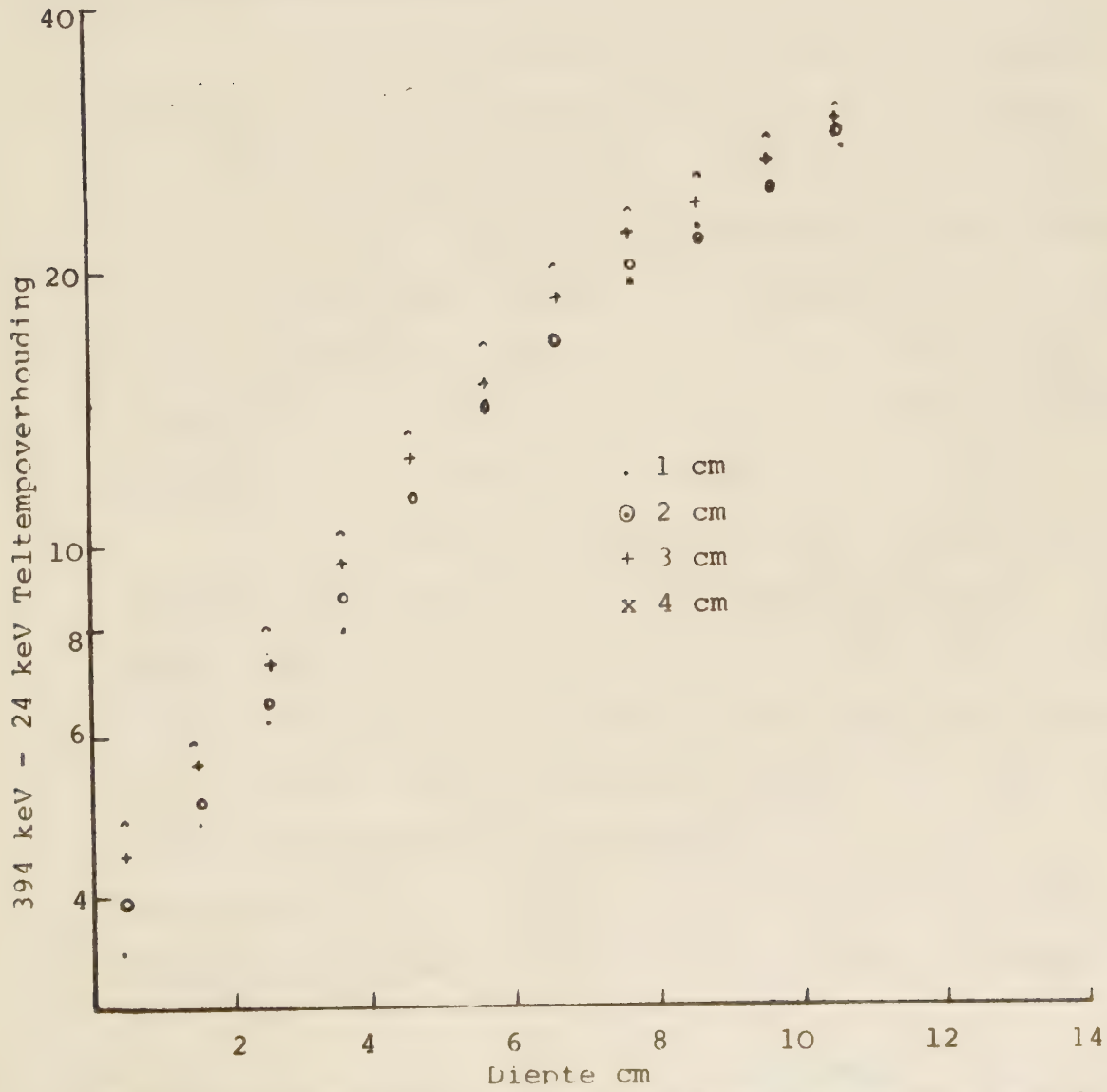
k = attenuasiekoëffisiënt van die 392 keV energie fotone soos deur die eksperimentele bepaling verkry.

t_t = die totale effektiewe nierdiepte wat bepaal is volgens die verhoudingsmetode (vergelyking 7.5).

7.26 / Figuur 7.9.....



Figuur 7.9 392keV - 24 keV Teltempo Verhouding van Lug.



Figuur 7.10 394 keV - 24 keV Teltempo Verhouding met diepte vir Fantone van 1, 2, 3 en 4 cm dikte.

Indien die tellings T_g vir die berekening van die persentasie opname in terme van die totale toegediende radioaktiwiteit, gebruik word, moet 'n vervalkorreksie aangebring word. Die vervalkonstante moet dus bereken word van die moment dat die standaardtellings verkry is, totdat die waarde T_g bepaal is.

Deur die niervolumebron as 'n ekwivalente areabron met 'n ekwivalente diepte te beskou kan dus vir die atte= nuasie deur die nier en die weefsel met totale effektiewe dikte t_t gekorrigeer word. Berekende ekwivalente nier= dieptes kom goed ooreen met die empiriese waardes wat deur Tauxe (1969a) bepaal is.

7.4.3 Apparatuur en metode.

Vir die eksperimentele kalibrasie van diepte teen teltempo verhouding van die 392 keV en 24 keV fotone, is 4 nierfantome gekonstrueer. Die fantome wat met ^{113m}In gevul is, is in 'n bak met water geplaas en die teltempo is op verskillende afstande met toename van 1 cm in diepte bepaal. Dieselfde proses is ook in lug herhaal om die invloed van die kollimator sensitiwiteit wat met kollima= torbronafstand verander uit te skakel.

'n Picker-flikkergrafeerder en 'n Intertechnique-veelkanaalanaliseerder is vir die metings gebruik. 'n Picker 2112 kollimator is gebruik, aangesien dit vir nier= flikkergrafie geskik is. Daar is 256 kanale per spektrum gebruik en die 392 keV piek was in kanaal 196. Die vol= gende kanaalgebiede is waargeneem:

Kanaalgebied	8-14	19-25	125-160	185-210
Energiegebied (keV)	16-28	36-50	2501320	370-420

Omdat die halfleeftyd van ^{113m}In 1,667 uur is, was dit nodig om vir radioisotoopverval te korrigeer wanneer die absolute attenuasie van fotone bepaal is. Met behulp van die data wat waargeneem is, is die verhouding van die hoë en lae energietellings by elke diepte bepaal. Verder is die attenuasiekoëffisiënt vir die 24 keV en 392 keV ook bepaal. Die Wang-rekenaar is gebruik vir die berekenings van die regressie koëffisiënte deur die kleinste kwadraat metode.

Vir die kwantitatiewe nierfunksie ondersoeke word die volgende prosedure gevolg: Die pasiënt word geflikkergrafeer, met die pulshoogte-analiseerder ingestel op die foto-energie van 392 keV. By voltooiing van die flikkergram word die tellings oor elke nier geïntegreer en die aantal kanale of elemente waaroor daar geïntegreer is, word ook verkry. Vervolgens word die tellings oor 'n gebied wat verteenwoordigend van die agtergrond is integreer. Die agtergrond word dan vir die aantal kanale waaroor elke nier integreer is bereken en van die integrale niertellings afgetrek. Die kollimator van die flikkergrafeerder word vervolgens oor die nier, wat deur die flikkergram gelokaliseer is, geplaas. Die energiespektrum word oor die orgaan met die veelkanaalanaliseerder verkry. Die tellings onder die 24 keV en 392 keV fotopieke word integreer sodat die verhouding tussen die tellings en ook die diepte bereken kan word.

7.4.4 Resultate met fantoomondersoeke.

In Figuur 7.10 is die kalibrasiegrafieke van die fantome van 1, 2, 3 en 4 cm dikte aangetoon. Dit kan

7.29 / Figuur 7.11 .....

Figuur 7.11(a) Fotoflikkergram van 'n nier met swak funksie verkry met ^{113m}In - DTPA.

gesien word dat die dikte van die fantome 'n invloed op die waargenome verhouding uitoefen. Die verskil in die ekwivalente diepte van die 1 en 4 cm fantome is 1,3 cm. Die fout wat dus in die dieptebepaling gemaak word, is ongeveer 0,4 cm vir elke cm wat die nierdikte van die kali= brasiefantoom verskil. Deur die "diepte" nie as die weef= seldikte t_1 nie, maar die totale diepte $t_1 + t_e$ te beskou word die fout uitgeskakel.

Die attenuasiekurwes van die kollimators in lug word in Fig. 7.9 gegee en dit kan gesien word dat vir 'n tipiese nier die kollimators diepte onafhnaklik is. Van attenuasie kurwes in water is die volgende halfwaarde-diktes verkry.

T_{24} = 2,00 ± 0,033 cm (1,65%)

T_{392}= 6,932 ± 0,272 cm (3,92%)

Die waardes kan dus in teoretiese berekeninge gebruik word.

Dit blyk vanaf die eksperimentele data dat "nierdiepte" by fantome akkuraat bepaal kan word. Die doel van hierdie ondersoek was om die tegnieke van nier= dieptebepaling te ontwikkel en gevolglik is min kliniese ondersoeke uitgevoer. Met fantome is dit egter moeilik om die "agtergrond" wat by swak nierfunksie verkry word na te boots. Figuur 7.11(a) toon 'n fotoflikkergram aan van 'n pasiënt met erg verswakte nierfunksie. Dit is slegs na beeldverbetering dat 'n betekenisvolle beeld van die niere verkry is (Figuur 7.11(b)). Omdat die tel= tempo wat verkry is baie laag is, en omdat die agtergrond hoog is, kon die pasiënt nie lank genoeg stil lê nie en

7.31 / Figuur 7.11(b).....

Figuur 7.11(b)Nierflikkergram met ^{113m}In -DTPA
by swak nierfunksie na beeldverwerking.

betekenisvolle tellings vir die nierdiepte bepaling kon nie verkry word nie. 'n Verdere komplikasie is dat die agtergrond rondom die nier nie konstant is nie, en dit dus moeilik is om 'n verteenwoordigende agtergrond te verkry.

By 'n volgende pasiënt waar die niere ook swak gefunksioneer het, was dit moontlik om betekenisvolle resultate te verkry. Die diepte van die linker nier was 5,0 cm indien die agtergrond bo die nier verkry is en 5,3 cm as die agtergrond langs die nier verkry is. Die regter nier se diepte was 5,1 cm en 5,6 cm vir ooreenkom= stige posisies.

Die metode van die effektiewe nierdiepte bepaling wat ondersoek is kon dus gebruik word totdat die funksie van die niere baie verswak is. Dan sal, weens die variasie in agtergrond en onakkuraatheid in die bepaling van die teltempo, die dieptebepaling onbetroubaar word.

7.4.5 Gevolgtrekkings.

Teoretiese berekenings gestaaf deur eksperimen= tele studies het aangetoon dat totale effektiewe nier= diepte akkuraat bepaal kan word. Daar kan dus vir die attenuasie van foton deur die nier en weefsel by kwantitatiewe nierfunksie ondersoeke korrigeer word. Indien die vel-nierdiepte t benodig word, kan dit verkry word van $t = t_t - t_e$. Die ekwivalente nierdikte t_e, word bereken van vergelyking 7.4 waar $t = t_2 - t_1$ die nierdeursnee is, wat van die flikkergram verkry word. Die totale nier= diepte t_t word deur die verhoudingsmetode bepaal.

'n Ander toepassing van die relatiewe attenuasie

van ^{113m}In-fotone is vir die differensiële diagnose van 'n subdurale hematoom by breinflikkergrafie. Die attenuasie deur die foto-elektriese proses van die 24 keV foton is baie hoog in been. Indien 'n breinflikkergram met die 24 keV en 392 keV fotone verkry word, sal 'n subdurale hematoom onder die vel deur beide energië aan= getoon word. Indien slegs die 392 keV die hematoom aan= toon, is die bloeding onder die skedel. Verhoudings= flikkergrafie mag ook hier van waarde wees. Breinflikker= grafie met ^{113m}In kan uitgevoer word met die ^{113m}In - DTPA wat vir die nierflikkergrafie gebruik is. Die energie van die X-fotone van ^{99m}Tc is te laag en dit kan dus nie vir die doel gebruik word nie (Oldendorf 1969). Die tegniek van die relatiewe absorbsie met ^{113m}In is dus nie alleen geskik vir die verkryging van kwantitatiewe nierfunksie nie maar kan uitgebrei word na breinflikkergrafie en moontlik selfs na lewer en plasentaflikkergrafie.

Dit is aangetoon dat die gebruik van 'n enkele isotoop vir dubbele energiestudies dus moontlik is. Die pasiënt ontvang geen addisionele bestraling nie en in toe= name in die gebruik van relatiewe absorbsie tegnieke word dus voorsien. Die ondersoek het aangetoon dat nierdiepte wel met 'n fokuserende kollimator bepaal kan word. Dit is 'n belangrike voordeel wanneer kwantitatiewe studies gedurende flikkergrafiese ondersoeke uitgevoer word. Weens die toename in digitale dataverwerkingsisteme sal kwanti= tatiewe studies soos hier ondersoek, 'n baie belangrike aspek van flikkergrafie word.

8. GEVOLGTREKKINGS EN AANBEVELINGS.

Vanuit hierdie ondersoek het dit geblyk dat die ruimteoplosvermoë van kollimators volledig deur die modulasie-transformasiefunksie (MTF) weergegee word. Die sensitiwiteit is uitgedruk in terme van 'n areabron. Om die algehele beeldende eienskappe van 'n kollimator te verkry, is die meriete indeks (MI) wat beide die modulasie-transformasiefunksie en die areasensitiwiteit saamvat, gebruik.

Die resultate van die bepaling van die beeldende eienskappe van kollimators wat in 'n weefselekwivalente medium verkry is, word in die keuse van kollimators vir roetine flikkergrafiese ondersoeke toegepas. Die resultate het aangetoon dat "growwe" oplosvermoë kollimators met 'n kort fokusafstand (8 cm) en met 'n kristaldeursnee van 13 cm maksimum beeldinligting by groot organe weergee. Beeldinligting word nie verhoog deur die ruimteoplosvermoë met fynfokuskollimators te verbeter nie. Ook word die diepteafhanklikheid nie verbeter deur kristalle met 'n kleiner deursnee te gebruik nie. Hierdie gevolgtrekkings is teenstrydig met resultate waar waarnemings nie in 'n weefselekwivalente medium uitgevoer is nie (Tsialas 1970) Deur gebruik te maak van die bepaling van die beeldende eienskappe van kollimators is die radioisotope ^{113m}In en ^{99m}Tc ook vergelyk. Dit is gevind dat dit wenslik is om ^{99m}Tc te gebruik, veral wanneer kollimators wat vir die isotoop ontwerp is, beskikbaar is. Die bepaling van die ruimteoplosvermoë is ook toegepas om degradasie wat veroorsaak is deur die teenwoordigheid van ^{124}I by ^{123}I te ondersoek.

8.2 / Dit .....

Dit is gevind dat die degradasie groot is, maar metodes om daarvoor te vergoed is ook voorgestel.

Dit is verder vasgestel dat beeldverbetering met behulp van beeldverwerking daargestel kan word. By lae teltempo's neem beeldverbetering die vorm van vergladding aan, wat meer beeldinligting aan die menslike visuele sis= teem beskikbaar stel. By baie lae teltempo's is 'n 81 element filter gebruik terwyl filters van 49 of 25 elemente by hoër teltempo's gebruik is. Die filters met meer ele= mente veroorsaak meer vergladding, maar dit verwyder die hoë frekwensiekomponent wat die ruimteoplosvermoë van die sisteem verminder.

By hoë teltempo's kon restourasie verkry word. Die filters wat gedurende restourasie gebruik was, was die puntbronweergawefunksie van die kollimator. Deur gebruik te maak van die beeldende eienskappe van kollimators moet filters ondersoek word wat minder sensitief vir geruis is. Tans kan beeldrestourasie nie met klein gekoppelde rekenaars uitgevoer word nie, maar die toepassing mag deur mikroprogrammering in die toekoms moontlik gemaak word.

Kwantitatiewe flikkergrafie in die vorm van ver= houdingsflikkergrafie was van waarde by eksperimentele bobbejaanhart- en longfunksieondersoeke. Verhoudings= flikkergrafie vir die gebruik by die lewer en om te korri= geer vir gammakamera-uniformiteit is belangrike toepassings. Subtraksie-flikkergrafie vind 'n toepassing by tiroïed= flikkergrafie waar daar vir die degradasie as gevolg van die teenwoordigheid van ^{124}I by ^{123}I vergoed word. Dit word ook gebruik by agtergrondkorreksie en by pankreas= flikkergrafie. Digitale dataverwerking is veral belangrik

by dinamiese studies van die hart, long, lewer en niere. Dit is dus noodsaaklik dat apparatuur wat die digitale ver=werking moontlik maak beskikbaar gestel word.

Deur gebruik te maak van die attenuasie van foto=ne met verskillende energië wat van een isotoop afkomstig is, kon die anterior-posterior deursnee van die tiroïed en die nierdiepte akkuraat bepaal word. Die ondersoeke was hoofsaaklik tot fantome en voorlopige kliniese onder=soeke beperk. By die ontwikkeling van die tegnieke is slegs isotope wat gewoonlik vir flikkergrafie gebruik word, ondersoek. Dit is gevind dat deur ^{123}I vir die tiroïed en ^{113m}In vir die nier te gebruik, diepte bepalings uitge=voer kan word. Die ^{123}I wat gebruik was, was in die Republiek aktiveer.

Aangesien die fotone van beide energië van 'n enkele isotoop afkomstig is en in elk geval vir flikkergra=fie gebruik word, kan dieptebepalings, sonder addisionele straling aan die pasiënt, uitgevoer word. Dit is verder bewys dat dit wel moontlik is om dieptebepalings met foku=serende kollimators uit te voer. Waarnemings kan dus op selekteerde punte na flikkergrafie verkry word.

Dit was gevind dat die Intertechnique-veelkanaal=analiseerdersisteem vir dataversameling en vir die vertoon van data goed funksioneer het. 'n Magneetbandsisteem met 'n gekoppelde rekenaar is egter nodig om digitale dataver=werking soos dit hier ondersoek is, op 'n roetine basis uit te voer. Rekenaarprogramme wat vir roetine gebruik geskik is om beeldverhoging uit te voer en kwantitatiewe data te verwerk moet verder ontwikkel en uitgebrei word.

Dit het vanuit hierdie ondersoek geblyk dat radioisotoopflikkergramme uiters geskik is vir digitale dataverwerking. Nie alleen word meer inligting in beeld= vorm verkry nie, maar kwantitatiewe kliniese resultate word vir evaluering beskikbaar gestel.

VERWYSINGS.

1. Adam, W.E., Schenk, P., Kampmann, H., Lorenz, W.J., Schneider, W.G., Ammann, W., Brilanuik, L. (1969)

   "Investigation of cardiac dynamics using scintillation camera and computer."
   Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol. II, Vienna, I A E A. p 77.

2. Amoore, J.E. (1970) "Molecular basis of odor".
   Charles C. Thomas, Springfield, p 87.

3. Barber, D.C., Mallard, J.R. (1971) "Data processing of radioisotope images for optimum smoothing."
   Phys Med Biol 10, 635-644.

4. Beck, R.N. (1964) "A theory of radioisotope Scanning systems." Medical Radioisotope Scanning, Vol I, Vienna, I A E A, p 35.

5. Beck, R.N., Charleston, D.B., Harper, P.V., Yasillo, N.J. (1969a) "Optical processing of radionuclide images."
   Biomedical Sciences Instrumentation, Vol 6, Pittsburgh, Am Soc Instr, p 241.

6. Beck, R.N., Schuh, M.W., Cohen, T.D., Lembares, N.(1969b) "Effects of scattered radiation on scintillation detector responses." Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol 1, Vienna,I A E A, p 595.

7. Becker, L.C., Fortuin, N.J., Pitt, B. (1971) "Effect of ichemia and antianginal drugs on the distribution of radio=nuclide microspheres in canine left ventricle."
   Circulation Research XXVIII, 263 - 269.

8. Bell, R.L., De Nardo, G.L. (1970) "Enhanced scintigraphic information display using computer generated ratio techniques."
   J Nucl Med 11, 655 - 659.

9. Borkat, F., Wiener, S.M., Saidel, G.M. (1971) "Determina=nation of normal myocardial perfusion by radionuclide labeled particles."
   J Nucl Med 12, 419.

10. Brooks, F.D. (1969)
    S U N I Annual Report, 1969.

11. Brown, D.W. (1966) "Digital computer analysis and display of the radionuclide scan."
    J Nucl Med 7, 740 - 753.

12. Brown, D.W. (1969) "Digital computer analysis and display of the radionuclear scan."
    Nature 205, 364.

13. Brown, D.W., Groome, D.S. (1968) "The role of the digital computer in nuclear medicine."
    J A M A 203, 131 - 137.

9.2/ 14. Brown .....

14. Brown, D.W., Groome, D.S. (1970a) "An on-line computer system for the nuclear medicine laboratory."
J Nucl Med 11, 203 - 207.

15. Brown D.W., Kirch, D.L. (1970b) "Computer processing of radioisotope scanning using the Fourier and other trans= forms."
J Nucl Med 11, 304 - 305.

16. Brown, D.W., Kirch, D., Lofthouse, L. and Polhelmus, C. (1971a) "Optical spatial filtering of radionuclide scans."
J Nucl Med 12, 342 - 343.

17. Brown, D.W., Kirch, D.L., Ryerson, T.W., Throckmorton, A.J., Kilburn, A.L. and Brenner, N.M. (1971b) "Computer processing of radioisotope scans using the Fourier and other transformations."
J Nucl Med 12, 287 - 291.

18. Cahill, P., Blau, L.M. (1970) "The preliminary application of a matrix inversion method for radionuclide imaging."
J Nucl Med 11, 613 - 615.

19. Cameron, J.R. Muzess, R.B., Sorenson, J.A. (1968) "Precision and accuracy of bone mineral determination by direct photon absorptiometry."
Invest Radiol 3, 142 - 150.

20. Cameron, J.R., Sorenson, J.A. (1966). "Bone mineral measure= ment by photon absorption technique."
Progress in development of methods in bone densitometry; Edtors: C O Whedon, W.F. Neuman and D.W. Jenkins.
Washington D.C., N A S A, p 64.

21. Christie, J.H., McIntyre, W.J. (1969) "A comparison of line spread functions of five and eight inch collimators with three-inch and tapered bore collimators."
Medical Radioisotope Scintigraphy Vienna, I A E A, p 457.

22. Clemente, G.F., Marinelli, L.D., Abu-Shmays, I.K., (1970) "Regularization unfolding in low activity measurements."
Int J Appl Rad Isot 21, 307 - 318.

23. Cooley, J.W., Lewis, P.A.W., Welch, P.D. (1967) "Historical notes on the fast Fourier transform."
I E E E Trans Audio and Electroacoustics A U - 15, 76 - 79.

24. Cradduck, T.D., Fedoruk, S.O. Reid, W.B.(1968) "A comparison of the performance of Scintillation-cameras and Scanners."
Phys. Med Biol, 13, 259 - 263.

25. Crawley, J.C.W., Veal, N. (1971) "Gamma spectrum subtraction technique for measurement of activity in body organs and its use for cerebral blood flow studies."
Dynamic studies with radioisotopes in medicine, I A E A , Vienna, p 585.

26. Defaris, J.G., Sneddon, I.N., (1960) "An introduction to the mathematics of medicine and biology."
Year Book Medical Publishers Inc, Chicago, p 312.

27. De Rosier, Klug, A. (1968). "Reconstruction of three dimensional structures from electron micrographs."
Nature 217, 130 - 134.

28. De Valois, J.C., Smith J., Peperkamp J.P.C. (1970) "Computer program for the determination of Cerebral blood flow" Bio-Med. Comp 1, 49 - 60.

29. De Wet Lubbe, J.J., Barnard, P.M., White, J.J., Lötter, M.G. (1971) "Autotransplantation of the lung: Experimental studies on the Cape baboon."
S A Med J 45, 280 - 284.

30. Dolan, M.D., Tauxe, W.N. (1968) "Estimation of organ depth by a double isotope technique."
An Int Clin Path 50, 83 - 88.

31. Erickson, J.J., Brill, A.B., (1970) "Quantitative approach to determination of minimum digital resolution in digitized camera images."
J Nucl Med 11, 317, 1970.

32. Gallus, G., Neurath, P.W. (1970) "Improved computer chromosone analysis incorporating preprocessing and boundry analysis."
Phys Med Biology 15, 435 - 445.

33. Goris, M., De Roo, M.J.K., Vanderschueren, S., (1969) "An approach to a storage and data handling procedure in static and dynamic scintigraphy."
J. Belge de Radiologie 52, 168 - 189.

34. Gottschalk, A., Beck, R.M., (1968). "Fundamental problems in scanning."
Charles C. Thomas, Springfield.

35. Gregg, E.C. (1966). "Assessment of radiological imaging."
Am J Roentgenol Rad Ther Nucl Med 97, 776 - 780.

36. Gregg, E.C. (1968). Modulation transfer function, information capacity and performance criteria of scintiscans."
J Nucl Med 9, 116 - 127.

37. Gubisch, R.W., (1967). "Optical performance of the human eye."
J Opt Soc Am 57, 407 - 415.

38. Harmon, L.D., Knowlton, K.C. (1969). "Picture processing by computer."
Science 1964, 19 - 29.

39. Harris, J.L. (1966). "Image evaluation and restoration."
J Optical Soc Am 56, 569 - 574.

9.4/ 40. Harris .....

40. Harris, C.C., Francis, J.E., Satterfield, M.M., Jordan, J.C., Murray, J.P.(1962) "Collimators for radioisotope scanning." Progress in Medical Radioisotope Scanning, Washington, U S A E C Techn Inf Div; p 25.

41. Hunt, W.A., Meder, H.G., Pistor, P., Walsh, Gl, Lorenz, W.J., Luig, H., Schmidlin, P., Schmitt, H.G. (1970) "Digital processing of scintigraphic images." I B M Publication 70.03.001, Heidelberg. I B M Heidelberg Scientific Centre.

42. I A E A (1969) Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol I, Vienna, I A E A.

43. I A E A Panel (1971) "Measurement of radioactivity in body organs." Int Jnl Appl Rad Isot 22, 385 - 398.

44. Iinuma, T.A., Nagai, T. (1967) "Repetitive correction for a finite resolving power collimator in scintiscanning." Int J Appl Rad Isot 18, 325 - 327.

45. Iinuma, T.A., Fukuda, M. (1969) "Digital data processing and display in radioisotope imaging." Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol I, Vienna, I A E A , P 715.

46. Johnston, R.E., Brill, A.B., (1969) "Inherent problems in the quantitation of isotope scan data." Medical Radioisotope Scintigraphy Vol I Vienna, I A E A, p 617.

47. Jones, R.C., (1958) "On point and line response functions of photographic images." J Opt Soc Am 48, 934 - 936.

48. Jones, R.H. (1971) "Anatomic resolution in dynamic radio= nuclide studies by computer identifications of radioac= tivity fluctuation with time." J Nucl Med 12, 371.

49. Kaihara, S., Natarajan, T.K., Wagner, H.N., Maynard, C.D. (1969) "Construction of a functional image from regional rate constants." J Nucl Med 10, 347.

50. Kaihara, S., van Heerden, P.D.R., Migita, T., Wagner, H.N. (1968) "Measurement of cardiac output." J Appl Fisiol 25, 656."

51. Kawin, B., Huston, F.V., Cope, C.B. (1964). Digital proces= sing / display system for radioisotope scanning." J Nucl Med 5, 500 - 514.

52. Kiebooms, L.L.G., Lötter, M.G., van Heerden, P.D.R., Baard, W.P.J. (1970) "Quantitative liver scintigraphy: method preliminary results and limitations." S A Med J 44, 981 - 986.

53. Kirch, D., Brown, D.W., (1971a) "Fourier transform tech= niques applied to digital filtering of radioisotope images."
J Nucl Med 12, 443 - 444.

54. Kirch, D.I., Brown, D.W. (1971b) "Comparative results of processing radioisotope scans using 5 linear digital filters."
J Nucl Med 12, 371 - 372.

55. Klopper, J.F., van Heerden, P.D.B., van der Merwe, E.J., Lötter, M.G., (1969) Indium-113m vir Hart-, Lewer- en plasentaflikkergrafie" S.A. Tydskrif vir Geneeskunde 43, 1135 - 1138.

56. Kruger, R.P., Hall, E.J., Dwyer, S.J. Lodwick, G.S.(1971) "Digital techniques for image enhancement of radiographs."
Bio-medical Computing 2, 215 - 238.

57. Laughlin, J.S., Kenny, P.J., Weber, D.A., Dwyer, A.J., Mayer, K., Greenberg, E.J., Dimich, A.B. and Hasa, S. (1969) "Methods and applications of quantitative computer-analysed scanning."
Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol 1, Vienna, I A E A, p 633.

58. Lötter, M.G. (1968) "Collimators for radioisotope scanning."
M.Sc. Thesis, University of Stellenbosch.

59. Lötter, M.G., Le Roux, P. L. M. (1970) "Evaluation of collimator performance."
S A Med J 44, 986 - 988.

60. Lötter, M. G., Van der Merwe, E.J., van Heerden, P.D.R., le Roux, P.L.M. (1972) "The use of ^{123}I in thyroid diagnosis"
S A Med J 45, 186 - 189.

61. McClain, W.J. (1970) "An investigation of the use of a digital computer for processing radioisotope scan data."
Ph D Thesis, Univ of Tennessee and Union Carbide Corp. Oak Ridge.

62. McGlamery, B.L.(1967). "Restoration of turbulence - degraded images."
J Opt Soc Am 57, 293 - 303.

63. McIntyre, W.J., Fedoruk, S.O., Harris, C.C., Kuhl, D.E., Mallard, J.R. (1969) "Sensitivity and resolution in radioisotope Scanning"
Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol I, Vienna, I A E A , P 391.

64. McIntyre, W.J., Inkley, S.R., Roth, E., Drescher, W.P., Ishii, Y. (1970) "Spatial recording of disappearance con= stants of Xenon-133 washout from the lung."
J Lab Clin Med, St Louis 76, 701 - 712.

65. MacIntyre, W.J., Houser, T.S. (1971) "Experimental derivi=
ation of point-spread function from line spread recordings."
J Nucl Med 12, 379.

66. Metz, C.E. (1969) "A mathematical investigation of radio=
isotope scan image processing." Ph. D. Thesis,
University of Pens.

67. Meyers, W.G. (1966) "Radioisotopes of iodine" Radioactive
Pharmaceuticals, Oak Ridge, U S Atomic Energy Commission,
p 217.

68. Mohindra, V.K., McNeill, K.G. (1965) "Scintillation spectra
from point sources in a scattering medium."
J Nucl Med 6, 747 - 753.

69. Mueller, P.F., Reynolds, G.O. (1967) "Image restoration by
removal of random media degradation."
J Opt Soc Am 57, 1339 - 1344.

70. Muzess, R.B., Cameron, J.R., Sorerson, J.A. (1970)
"Determining body composition by radiation absorption
spectrometry."
Nature 228, 771.

71. Nagai, T., Iinuma, T.A., Koda, S. (1968a) "Computer-
focusing for area scans."
J Nucl Med 9, 507 - 516.

72. Nagai, T., Iinuma, T., (1968b) "A comparison of differen=
tial and integral scans."
J Nucl Med 9, 202 - 204.

73. Nagai, T., Fukada, N., Iinuma, T.A., (1969) "Computer
focusing using an appropriate gaussian function."
J Nucl Med 10, 209.

74. Newell, R.R., Saunders, W., Miller, E. (1952)
"Multichannel collimators for gamma-ray Scanning with
scintillation counters."
Nucleonics 10, 30 - 40.

75. Okumuru, Y., (1971) "The application of the modulation
transfer function to reduce unsharpness in scintigrams."
Int J Appl Rad Isot 22, 49 - 52.

76. Oldendorf, W.H. (1969) "Utilization of characteristic
X-radiation to identify gamma radiation originating external
to the skull."
J Nucl Med 10, 740.

77. Oppenheim, A.V., Schufer, R.W., Stockham, T.G. (1968)
"Nonlinear filtering of multiplied and convolved signals."
Proc of the I E E E 56, 1264 - 1291.

78. Oppenheim, B.E. (1971) "A method using a digital computer
for reducing respiratory artifacts on liver scans made
with a camera."
J Nucl Med 12, 625 - 628.

79. Overton, T.R., Heslip, P.G., Barrow, P.A. Jelinek, J. (1971) "Dual radioisotope techniques and digital image subtraction methods."
J Nucl Med 12, 493 - 498.

80. Papoulis, A. (1962) "The Fourier integral and its applica= tions." New York, McGraw - Hill Book Company, p 11.

81. Pistor, P., (1970) " Digital processing of scintigraphic images by two-dimensional recursive Wiener filters."
I B M Publication 70.12.006, Heidelberg,
I B M Heidelberg Scientific Centre.

82. Pistor, P., Walch, G., Ammann, W., Georgi, P., Hunt, W.A., Lorenz, W.J., Luig, H., Meder, H.G., Schmidlin, P., Wiebelt, H. (1971) "Digital image processing in nuclear medicine - methods and results."
I B M Publication 71.05.002, Heidelberg,
I B M Heidelberg Scientific Centre.

83. Pizer, S.M., Vetter, H.G., (1966) "The problem of display in the visualization of radioisotope distributions."
J Nucl Med 7, 773 - 780.

84. Pizer, J., Vetter, H.G. (1969) "Processing radiaisotope scans."
J Nucl Med 10, 150 - 154.

85. Popham, M.G., Bull, J.W.D., Emery, E.W. (1971) "Interpre= tation of brain scans by computer analysis"
Brit J Radiol 43, 835 - 847.

86. Revesz, G., Kundel, H.L. Ziskin, M.G. (1969) "Image proces= sing techniques as aids in radiological diagnosis"
Biomedical Sciences Instrumentation, Vol 6, 177 - 182, Pittsburgh,
Am Soc Instr.

87. Rollo, F.C. and Schultz, A.G. (1970) "Contrast effeciency function for scanning systems" J Nucl Med 11, 53 - 60

88. Rollo, F.D. (1971) "^{125}I for measuring the radioiodine uptake of the thyroid."
J Nucl Med 12, 8 - 12.

89. Rosenfeld, A. (1969) "Picture processing by computer"
New York Academic Press, New York.

90. Rosenthall, L., Greyson, N.D., Lacourciere, Y., Arzoumanian, A. (1971) "A liver-trapping index of radiocolloid as an estimation of perfusion."
Radiology 95,363 - 369.

91. Rossman, K. (1969) "Point spread function, line spread function and modulation transfer function."
Radiology 93, 257 - 272.

92. Rushforth, C.K., Harris, R.W. (1968) "Restoration, resolu= tion and noise."
J Opt Soc Am 58, 539 - 545.

93. Schepers, H., Winkler, C. (1964). "An automatic scanning system using a tape perforator and computer techniques."
Medical Radioisotcpe Scanning Vol 1, 321 - 330, Vienna, I A E A .

94. Selzer, R.H. (1966). "Digital computer processing of X-ray photographs." Technical Report No 32 - 1028.
Jet propulsion laboratory, Calif Inst Techn, Pasadenha, Calif.

95. Selzer, R.H. (1968) "Improving biomedical image quality with computers." Technical report 32 - 1336. Jet propusion laboratory, Calif Inst Tech, Pasadeno, Calif.

96. Selzer, R.H. (1969) "Recent progress in computer processing of X-ray and radioisotope scanner images."
Biomedical Sciences Instrumentation Vol 6, Pittsburgh, Am Soc Inst, p 225.

97. Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., Fisher, H.L. (1969) "Estimates of absorbed fractions for mono energetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom."
J Nucl Med Suppl 3, 10, 40.

98. Sodd, V.J., Blue, J.W., Scholz, K.L. (1971) "Pure ^{123}I production with a gas flow target."
J Nucl Med 12, 395 - 396.

99. Sorenson, J.A. (1971) "Quantitative measurements of radioactivity, in vitro."
J Nucl Med 12, 396.

100. Sorenson, J.A., Cameron, J.R. (1964) "Body composition by differential absorption of monochromatic X-rays."
Proc. symp. low energy X- and gamma sources and applications, ILL Inst Techn, Chicago.

101. Staab, E.V., Babb, O.A. Klatte, E.C., Brill, A.B., (1971) "Pancreatic radionuclide imaging using electronic sub= stration technique"
Radiology 99, 633-640.

102. Tanaka, E., Iinuna, T.A. (1970) "Applications to optimal data processing in radioisotope imaging."
Phys Med Biol 15, 683 - 694.

103. Tauxe, N.W. (1968) "100 - Level smoothed scintiscans produced by a digital computer."
J Nucl Med 9, 58 - 63.

104. Tauxe, N.W. Chaapel, D.W. Sprau, B.A. (1966a) "Contrast enhancement of scanning procedures by high-speed digital computer."
J Nucl Med 7, 647 - 656.

105. Tauxe, W.N. (1969a) "Use of radioactive media in assessment of renal function:
A review."
Radioisotopes in urology and renal disease, Suppl Brit Jnl Urol XLI, 64 - 75.

106. Tauxe, N.W., Chaapel, D.W. Sprau, A.C., (1967) "Data acquisition for computer analysis and display of radio= nuclide scans."
Int J Appl Rad Isot 18, 724.

107. Tauxe, N.W., Dolan, C.T. (1969b) "A double-isotope approach to the estimation of depth of source in scintigraphic matrices."
J Nucl Med 10, 188 - 191.

108. Tauxe, N.W., Sprau, A.C. (1966b) "A computerized radioisotope scan data filter based on a system response to a point source."
Mayo Clin Proc 41, 585.

109. Tsialas, S.P., Hine, G.J. (1970) "Collimator characteris= tics for radioisotope scanning."
J Nucl Med 11, 100 - 106.

110. Van Heerden, P.D.R. "Die gebruik van radioaktiewe isotope in die be-oordeling van die sirkulasie van die geïsoleerde gepurfuseerde nier."
M.D. Proefskrif 1968, Universiteit van Stellenbosch.

111. Van Nes, F.L., Bouman, M.A. (1967) "Spatial modulation transfer in the human eye."
J Opt Soc Am 57, 401 - 406.

112. Vetter, H.G., Pizer, S.M. (1970) "Perception of quantum - limited images" Programmetric Engineering, 36, 1179 - 1188.

113. Van der Merwe, E.J., Lötter, M.G., van Heerden, P.D.R., Slabber, C.F., Bester, (1970) "Absorbed dose for ^{113m}In placental Scanning, 11, 31 - 36.

114. Vetter, H.G., Pizer, S.M. (1971) "A measure for radioisotope scan image quality."
J Nucl Med 12, 526 - 529.

115. Wagner, H.N. (1964) "Medical applications of low-energy X-ray and gamma radiation sources"
Proc. Symp low-energy X-and-gamma sources and applications. Ill Inst Techn, Chicago.

116. Wagner H.N. Emmons, H., (1966) "Characteristics of an ideal Radiopharmaceutical". Radioactive Pharmaceuticals. Oak Ridge U.S.A.Atomic Energy Commission, P 1.

117. Wagner, H.N., Rhodes, B.A., Susaki, Y., Ryan, J.P. (1969). Studies of the circulation with radioactive microsphere."
Invest Radiol 6, 374 - 386.

9.10/118. Wann .....

118. Wann, D. F., Susman, N. (1969) "Image restoration and display of radioisotope scan data."
Biomedical Science Instrumentation, Vol 6, Pittsburgh, Instr Soc Am, P 268.

119. Wellman, H.N., Anger, R.T. (1971) "Radioiodine dosimetry and the use of radioiodines other than ^{131}I in thyroid diagnosis."
Seminars Nucl Med 1, 356 - 378.

120. Wellman, H. N., Kereiakas, J., Yeager, T., Karches, G., Sanger, E. (1967). "A sensitive technique for measuring thyroid uptake of iodine - 131"
J Nucl Med 8, 86 - 89.

121. White, J.J., Lubbe, J.J., de W., Lunders, E., Andrews, H.G., Lötter, M.G., Barnard, P.M. (1971) "Ventilation / Perfusion imbalance in pulmonary transplantation and denervation."
Current Topics in surgical research, Vol 3, Ed.: D.B. Skinner and P.A. Ebert, Academic Press, New York, p 285.

122. Wilensky S., Ashare, S.M., Pizer, S.M., Hoop,B. Brownell, G.L. (1969)"Computer processing and display of positron scintigrams of dynamic and function curves." Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol II, Vienna, I A E A, p 815.

123. Wilkie, W.H., Harmer, D.S. (1969) "Theoretical modulation transfer functions and dosimetry for fast neutrons."
Biomedical Sciences Instrumentation, Vol 6, Pittsburgh, Instr Soc Am, 127 - 133.

124. Zolle, I., Rhodes, B.A., Wagner, H.N. (1970) "Preparation of metabolizable radioactive human serum albumin microspheres for studies of the circulation."
Int Jnl Appl Rad Isot 21, 155 - 167.

10. BYLAAG A. BEHEERKAARTE EN PROGRAM DUPRAM.

```
LEVEL  18                    MAIN                DATE = 71215          10/32/09

C - - - - - - - - - - PROGRAM DUPRAM - - - - - - - - - -
      DIMENSION  DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),SYM1(40),SYM2(40),
     1SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40),CSYM(6),IGRA(10,4),FSCALE(10)
      COMMON NROWS,NCOLS,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT,TITLE,SYM,SYM1,SYM2,SYM3,SY
     1M4,SYM5,CONINT,CSYM,NDYMO,NDYNA,IRCOV
      REWIND 7
      IPLOD=0
      PAUSE 'LYNDRUKKER NA 8 LPD. ANTW DAN ''A'''
   33 READ(5,105,END=16) SYM,CSYM,ISTP
  105 FORMAT(40A1,6A3,I12)
      READ(5,115) SYM1
      READ(5,115) SYM2
      READ(5,115) SYM3
  115 FORMAT(40A1)
      IF(ISTP) 12,12,10
   10 READ(5,100)TITLE,IPOL,LEAP
  100 FORMAT(18A4,I6,I2)
      IF(LEAP)201,201,200
  201 READ(5,101)NRUNS,IPRIN,IRT,IPLOT,ISPARE,NROWS,NCOLS,INTR,INTC,ITR,
     1 CONIN,BIAS
  101 FORMAT(10I5,2F10.4)
  200 CONINT=CONIN
      DO 1 I=1,7
      L=2**(I-1)
      L=NROWS/L
      KEY=I
      IF(L-1)21,21,1
    1 CONTINUE
   21 IF(NRUNS)11,32,11
   32 PAUSE
      READ(5,1000)MORE
 1000 FORMAT(I5)
      IF(MORE)12,12,33
   11 WRITE(6,102)TITLE,IPOL
  102 FORMAT(1H1,20X,18A4,5H REF.,I7)
      WRITE(6,103)NRUNS,IPRIN,IRT,IPLOT,LEAP,NROWS,NCOLS,INTR,INTC,
     1ITR,CONINT,BIAS
  103 FORMAT(//20X,'  RUNS IPRIN IRT IPLOT LEP ROWS COLS  IR    IC    IRC
     1 CONINT       BIAS'/20X,10I5,F10.4,F10.3)
      IF(LEAP)211,210,210
  210 CALL INPUT(NRUNS,LEAP)
      IF(ISPARE)212,212,213
  213 CALL PENNY
  212 DO 2 N=1,NROWS
      NI=N*NCOLS-NCOLS
      DO 2 M=1,NCOLS
      I=NI+M
      J=M*NROWS-NROWS+N
    2 DB(J)=DA(I)
  214 READ(5,106)THALF,TINCR,DECAY,SMOOH ,NDYNA,NDYMO,IRCOV,IDIV,DIV,
     1ADIK,BDIK
  106 FORMAT(2F10.3,2F5.0,4I5,F10.5,2F5.3)
      WRITE(6,234) THALF,TINCR,DECAY,SMOOH,NDYNA,NDYMO,IRCOV,IDIV,DIV,
     1ADIK,BDIK
  234 FORMAT(//20X,'   THALF      TINCR  DECAY SMOOH NDYNA NDYMO IRCOV ID
     1IV   DIV  ADIK  BDIK'/20X,2F10.3,2F5.0,4I5,F10.5,2F5.3)
      IF(ADIK)231,231,232
  232 DO 233 I=1,4096
```

```
  233 DB(I)=DB(I)*ADIK+BDIK
  231 IF(IDIV) 218,218,219
  219 DO 220  I=1,4096
  220 DB(I)=DB(I)*(1.+DIV*DB(I))
  218 IF(DECAY)211,211,215
  215 DO 6 I=1,4096
      T=I
      T=T*TINCR
    6 DB(I)=DB(I)*EXP(ALOG(2.)/THALF*T)
  211 IF(IPRIN)13,13,14
   14 IF(IRT)41,42,41
   41 WRITE(6,230) NDYNA,NDYMO
      CALL ALTSUM
      WRITE(6,230) NDYNA,NDYMO
      GO TO 13
   42 CALL PROUT
   13 IF(ITR+INTC+INTR)19,19,18
   18 CALL SHUFFL (INTR,INTC,ITR)
      WRITE(6,230) NDYNA,NDYMO
  230 FORMAT(2I5)
   19 IF(SMOOH) 20,20,216
  216 CALL SMOOTHS
      DO 7 I=1,4096
    7 DB(I)=DA(I)
      IF(IRT)26,20,20
   26 CALL ALTSUM
   20 IF(BIAS)24,23,24
   24 DO 5 I=1,4096
      IF(DB(I)) 5,25,5
   25 DB(I) = BIAS
    5 DB(I) = DB(I) - BIAS
   23 CALL CONTOR
      IF(IRCOV) 217,217,22
  217 CALL RECOVR
      DO 34 I=1,4096
   34 DB(I)=DA(I)
      IF(IRT)27,28,28
   27 CALL ALTSUM
   28 CALL CONTOR
   22 IF(IPLOT + IPOL)33,33,15
   15 WRITE(7)IPLOD,KEY,TITLE,IPOL
      WRITE(7)IPLOT,ISPARE,NROWS,NCOLS,DB
      DO3 I=1,IPLOT
      IF(LEAP)202,202,3
  202 READ(5,104)(IGRA(I,M),M=1,4),FSCALE(I)
  104 FORMAT(4I5,F10.0)
    3 WRITE(7) (IGRA(I,M),M=1,4),FSCALE(I)
      IPLOD=1
      GO TO 33
   12 IF(IPLOD)16,16,17
   17 IPLOD=2
      WRITE(7)IPLOD,KEY,TITLE,IPOL
      ENDFILE7
      REWIND 7
 16   PAUSE 'LYNDRUKKER NA 6 LPD. ANTW DAN ''A'''
      CALL EXIT
      END
```

```
LEVEL  18                    INPUT                DATE = 71215          10/32/0
      SUBROUTINE INPUT(NIN,LEAP)
      DIMENSION OPSKRF(12)
      DIMENSION NC(7),IN(8),REF(3)
      DIMENSION  DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),SYM1(40),SYM2(40),
     1SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40),CSYM(6)
      COMMON NROWS,NCOLS,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT,TITLE,SYM,SYM1,SYM2,SYM3,SY
     1M4,SYM5,CONINT,CSYM,NDYMO,NDYNA,IRCOV
      DO 1 I=1,4096
    1 DA(I)=0.0
      WRITE(6,100)
  100 FORMAT(/10X,'    RUN   REFERENCE       J      JJ   N-FACTOR  FIRST
     1 LAST  GROUP  NUBASE' )
      DO2 N=1,NIN
      DO 4 I=1,4096
    4 DB(I)=0.0
      IF(LEAP)200,200,201
  200 READ(5,101)REF,J,JJ,FNORM,ICHAN,FCHAN,NSUM,NFIST,IADD
  101 FORMAT(A2,2A4,2I5,F10.0,5I5)
  201 WRITE(6,102)N,REF,J,JJ,FNORM,ICHAN,FCHAN,NSUM,NFIST
  102 FORMAT(10X,I6,3X,A2,2A4,2I7,F11.3,4I7)
      IF(NIN-1) 202,202,203
  203 IF(IADD) 204,205,206
  204 WRITE(6,207)
  207 FORMAT(2X,'RUN1+RUN2')
      GO TO 202
  205 WRITE(6,208)
  208 FORMAT(2X,'UN1/RUN2')
      GO TO 202
  206 WRITE(6,209)
  209 FORMAT(2X,'RUN1-RUN2')
  202 IF(J)10,10,11
   10 IF(JJ-7)16,15,15
   15 READ(5,103)(NC(I),IN(I),I=1,7)
  103 FORMAT(8X,7(I4,I5,1X))
      GO TO 17
   16 READ(5,105)(NC(I),IN(I),I=1,5)
  105 FORMAT(8X,5(I4,I6,1X))
   17 ISUM=0
      DO 5 I=1,JJ
    5 ISUM=ISUM+NC(I)+IN(I)
      IF(ISUM)12,18,12
   12 DO 3 L=1,JJ
      M=NC(L) + 1
      IF(M-4096)13,3,14
   13 IF(M)14,14,3
   14 M=4096
    3 DB(M)=FNORM*IN(L)
      GO TO 10
   11 M=J/8
      READ(1,301) OPSKRF
      WRITE(6,302) OPSKRF
  301 FORMAT(12A4)
  302 FORMAT('0MAGNEETBAND-OPSKRIF :  ',12A4/)
      DO 6 I=1,M
      K=8*I-8+JJ*NCOLS-NCOLS
      READ(1,104) IN
  104 FORMAT(8I6)
      DO 6 L=1,8
```

```
      NN=K+L
      DB(NN)=FNORM*IN(L)
      IF (DB(NN)) 18,6,6
    6 CONTINUE
18    READ(1,104,END=300) IN
300   IF(NSUM) 20,20,19
   20 ICHAN=1
      FCHAN=4096
      NSUM=1
      NFIST=1
   19 NCHAN=(FCHAN - ICHAN + 1)/NSUM
      M = NFIST - 1
      K = ICHAN - 1
      CNT=0
      DBMAX=0
      DO 42 I=1,4096
      DBMAX=DBMAX+DB(I)
      IF(DB(I)) 42,42,44
   44 CNT=CNT+1
   42 CONTINUE
      DBMAX=DBMAX/CNT
      DBMAX=DBMAX*0.1
      DO 2 L=1,NCHAN
      M = M + 1
      DO 2 I=1,NSUM
      K = K + 1
      IF(N-1) 21,21,23
   23 IF(IADD) 25,24,22
   21 DA(M)=DB(K)
      GO TO 2
   25 DA(M)=DA(M)+DB(K)
      GO TO 2
   22 DA(M)=DA(M)-DB(K)
      GO TO 2
   24 DBMIN=DB(K)-2.0
      IF(DBMIN)43,45,45
   43 DA(M)=0.0
      GO TO 2
   45 DA(M)=DA(M)/DB(K)
    2 CONTINUE
      RETURN
      END
```

```
      SUBROUTINE PENNY
C ADDITIONAL 512-CHANNEL MOD FOR 4096 READ-IN*****************************
      DIMENSION  DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),SYM1(40),SYM2(40),
     1SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40),CSYM(6),IGRA(10,4),FSCALE(10)
      COMMON NROWS,NCOLS,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT,TITLE,SYM ,CONINT,CSY
      READ(5,106)FACT
  106 FORMAT(F10.0)
      WRITE(6,105)FACT
  105 FORMAT(F10.5)
      DO 5 I=1,4
      II=I*1024 - 512
      DO 5 J=1,512
      JJ=II+J
      KK=JJ-512
      DB(KK)=FACT*DA(KK)
    5 DB(JJ)=DA(JJ)-DB(KK)
      DO 6 L=1,4
      M=2*L
      K=M-1
      N=L+4
      LL=L*512 - 512
      MM=M*512 -512
      KK=K*512 - 512
      NN=N*512 - 512
      DO 6 J=1,512
      JJ=LL+J
      JK=MM+J
      KJ=KK+J
      NJ=NN+J
      DA(JJ)=DB(JK)
    6 DA(NJ)=DB(KJ)
      RETURN
      END
```

```
V'L  18                    ALTSUM              DATE = 71215
      SUBROUTINE ALTSUM
      DIMENSION IOUT(16)
      DIMENSION  DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),SYM1(40),SYM2(40),
     1SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40),CSYM(6)
      COMMON M,N,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT
      IF(M*N-4096)10,13,10
   10 WRITE(6,100)
  100 FORMAT(///10X,'INCOMPATIBLE ARRAY DIMENSIONS GIVEN')
      GO TO 99
   13 WRITE(6,101)
  101 FORMAT(///25X,'PRINTOUT OF COUNTS AND RUNNING TOTALS  --  INTEGRATI
     1ON OVER ROW NO. FOR EACH COLUMN')
      IF(N-8)10,14,14
   14 NN=N/8
      DO1 L=1,NN
      KLN=8*L-8
      DO2 I=1,8
    2 IOUT(I)=8*L-8+I
      WRITE(6,102)(IOUT(I),I=1,8)
  102 FORMAT(//1X,'COLUMN',8(6X,1H(,I3,5H)    )/4X,'ROW')
      DO3 I=1,16
    3 IOUT(I)=0
      DO1 J=1,M
      ITEST=0
      DO4 I=1,8
      KT=2*I
      KD=KT-1
      K=KLN+I
      CALL JUGGLE(A,J,K,1)
      IOUT(KD)=A
      IOUT(KT)=IOUT(KT)+IOUT(KD)
    4 ITEST=ITEST+IOUT(KD)
      IF(IPRIN-1)15,12,15
   15 IF(ITEST)12,1,12
   12 WRITE(6,103)J,(IOUT(I),I=1,16)
  103 FORMAT(I7,8(I8,I7))
    1 CONTINUE
   99 RETURN
      END
```

LEVEL 18 PROUT DATE = 71215 10/32/09

```
      SUBROUTINE PROUT
      DIMENSION DA(4096),DB(64,64),IOUT(16)
      COMMON M,N,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT
      IF(M*N-4096)10,11,10
   10 WRITE(6,100)
  100 FORMAT(///10X,'INCOMPATIBLE ARRAY DIMENSIONS GIVEN')
      GO TO 99
   11 IF(IRT)99,99,13
   13 WRITE(6,101)
  101 FORMAT(//20X,'PRINTOUT OF COUNTS AND RUNNING TOTALS')
      IF(M-8)10,14,14
   14 MM=M/8
      DO1 L=1,MM
      KLM=8*L-8
      DO2 I=1,8
    2 IOUT(I)=8*L-8+I
      WRITE(6,102)(IOUT(I),I=1,8)
  102 FORMAT(//4X,'ROW',8(7X,1H(,I2,5H)    )/4X,'COL.')
      DO3 I=1,16
    3 IOUT(I)=0
      DO1 J=1,N
      ITEST=0
      DO4 I=1,8
      KT=2*I
      KD=KT-1
      K=KLM+I
      CALL JUGGLE(A,K,J,1)
      IOUT(KD)=A
      IOUT(KT)=IOUT(KT)+IOUT(KD)
    4 ITEST=ITEST+IOUT(KD)
      IF(IPRIN-1)15,12,15
   15 IF(ITEST)1,1 ,12
   12 WRITE(6,103)J,(IOUT(I),I=1,16)
  103 FORMAT(I7,8(I8,I7))
    1 CONTINUE
   99 RETURN
      END
```

LEVEL 18 SHUFFL DATE = 71215 10/32/09

```
      SUBROUTINE SHUFFL (INTR,INTC,ITR)
      COMMON M,N
      WRITE(6,100)
  100 FORMAT(//30X,'PRIOR TO GRAPH PLOTTING THE DATA MATRIX HAS-')
      IF(ITR)13,13,14
   14 WRITE(6,103)
  103 FORMAT(36X,'BEEN TRANSPOSED')
      DO3 J=1,64
      DO3 I=J,64
      CALL JUGGLE (A,I,J,1)
      CALL JUGGLE (B,J,I,1)
      CALL JUGGLE (A,J,I,2)
    3 CALL JUGGLE (B,I,J,2)
   13 IF(INTR)11,11,10
   10 WRITE(6,101)
  101 FORMAT(36X,'HAD ROWS INTERCHANGED')
      KK=N/2
      DO1 I=1,M
      DO1 J=1,KK
      K=N-J+1
      CALL JUGGLE (A,I,J,1)
      CALL JUGGLE (B,I,K,1)
      CALL JUGGLE (A,I,K,2)
    1 CALL JUGGLE (B,I,J,2)
   11 IF(INTC)15,15,12
   12 WRITE(6,102)
  102 FORMAT(36X,'HAD COLUMNS INTERCHANGED')
      KK=M/2
      DO2 J=1,N
      DO2 I=1,KK
      K=M-I+1
      CALL JUGGLE (A,I,J,1)
      CALL JUGGLE (B,K,J,1)
      CALL JUGGLE (A,K,J,2)
    2 CALL JUGGLE (B,I,J,2)
   15 RETURN
      END
```

LEVEL 18 JUGGLE DATE = 71215 10/32/09

```
      SUBROUTINE JUGGLE (A,I,J,K)
      DIMENSION DA(4096),DB(64,64),DC(32,128),DD(16,256),DE(8,512)
      COMMON M,N,KEY,DA,DB
      EQUIVALENCE(DB(1,1),DC(1,1),DD(1,1),DE(1,1))
      GO TO (8,9),K
    8 GO TO (11,11,11,11,12,13,14),KEY
   11 A=DE(I,J)
      RETURN
   12 A=DD(I,J)
      RETURN
   13 A=DC(I,J)
      RETURN
   14 A=DB(I,J)
      RETURN
    9 GO TO (15,15,15,15,16,17,18),KEY
   15 DE(I,J)=A
      RETURN
   16 DD(I,J)=A
      RETURN
   17 DC(I,J)=A
      RETURN
   18 DB(I,J)=A
      RETURN
      END
```

```
LEVEL  18                    CONTOR              DATE = 71215          10/32/09

      SUBROUTINE CONTOR
      DIMENSION DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),PSYM(130),CSYM(6),
     1LABEL(14),PSYM1(130),PSYM2(130),PSYM3(130),PSYM4(130),PSYM5(130)
      DIMENSION SYM1(40),SYM2(40),SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40)
      COMMON NROWS,NCOLS,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT,TITLE,SYM,SYM1,SYM2,SYM3,SY
     1M4,SYM5,CONINT,CSYM,NDYMO,NDYNA,IRCOV
      M=NROWS
      DBMAX=DB(1)
      DO 24 I=1,4095
      DIF=DBMAX-DB(I)
      IF(DIF) 25,24,24
   25 DBMAX=DB(I)
   24 CONTINUE
      DO 26 ICO=4,20,4
      AI=ICO
      CONINT=DBMAX/AI
      KK=32/M
      IF(KK-4)10,10,99
   10 JJ=128
      IF(KK)11,11,12
   11 JJ=64
      KK=1
   12 JK=JJ/10
      LK=JK+1
      JIM=JJ+2
      DO1 K=1,KK
      JFINAL=K*JJ
      JINIT=JFINAL-JJ+1
      LL=0
      DO2 J=JINIT,JFINAL,10
      LL=LL+1
      L=J/10
    2 LABEL(LL)=10*L
      GO TO (13,14,15,16),K
   13 WRITE(6,101)(LABEL(J),J=1,LK)
  101 FORMAT(1H1,I3,9I10,I11,2I10)
      GO TO 17
   14 WRITE(6,102)(LABEL(J),J=2,LK)
  102 FORMAT(I7,12I10)
      GO TO 17
   15 WRITE(6,103)(LABEL(J),J=2,LK)
  103 FORMAT(I9,12I10)
      GO TO 17
   16 WRITE(6,104)(LABEL(J),J=2,LK)
  104 FORMAT(2X,I9,12I10)
   17 IGRID=10
      KG=2*K
      DO3 I=1,M
      DO4 L=1,130
      PSYM1(L)=SYM(1)
      PSYM2(L)=SYM(1)
      PSYM3(L)=SYM(1)
    4 PSYM(L)=SYM(1)
      DO5 J=KG,JJ,10
    5 PSYM(J)=SYM(3)
      IF(I-IGRID)19,18,19
   18 IJK=IGRID/10
      DO6 J=2,JIM
```

```
LEVEL  18                    SMOOTH              DATE = 71215          10/32/09

      SUBROUTINE SMOOTH
      DIMENSION  DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),SYM1(40),SYM2(40),
     1SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40),CSYM(6)
      DIMENSION DFILT(11,11)
      DIMENSION  NFIL3(11,11),NFIL5(11,11),NFIL7(11,11),NFIL9(11,11)
      COMMON NROWS,NCOLS,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT,TITLE,SYM,SYM1,SYM2,SYM3,SY
     1M4,SYM5,CONINT,CSYM,NDYMO,NDYNA,IRCOV
      WRITE(6,230) NDYNA,NDYMO
  230 FORMAT(2I5)
C     READ FILTER ARRAY
      READ(5,101) ((NFIL5(I,J),J=1,5),I=1,5)
  101 FORMAT(5I4)
      READ(5,102)((NFIL7(I,J),J=1,7),I=1,7)
  102 FORMAT(7I4)
      READ(5,103)((NFIL9(I,J),J=1,9),I=1,9)
  103 FORMAT(9I4)
C     NDYNA<0 DYNAMIC ANALYSIS.NDYMO=1,3 POINT FILTER; =2,5 POINT FILTER
C      = 3,7 POINT FILTER; = 4,9 POINT FILTER
      IF(NDYNA)37,37,38
   37 WRITE(6,105)
  105 FORMAT(///10X,'DYNAMIC SMOOTHING')
      GO TO 39
   38 WRITE(6,106)
  106 FORMAT(///10X,'STATIC  SMOOTHING')
   39 DO 25 I=1,4096
   25 DA(I)=DB(I)
      GO TO(1,2,3,4),NDYMO
    4 IFYA=9
      IFXA=9
      WRITE(6,107)
  107 FORMAT(10X'FILTER 9')
      GO TO 27
    3 IFYA=7
      IFXA=7
      WRITE(6,108)
  108 FORMAT(10X'FILTER 7')
      GO TO 27
    2 IFYA=5
      IFXA=5
      WRITE(6,109)
  109 FORMAT(10X'FILTER 5')
      GO TO 27
    1 IFYA=3
      IFXA=3
      WRITE(6,110)
  110 FORMAT(10X'FILTER 3')
   27 NYI=IFXA/2+1
      NXI=NYI
      DO 36 I=1,9
      DO 36 J=1,9
36    DFILT(I,J)=0.
      NYF=NROWS-NYI+1
      NXF=NCOLS-NXI+1
      DO 14 I=1,IFYA
      DO 14 J=1,IFXA
      GO TO(31,32,33,34),NDYMO
34    DFILT(I,J)=NFIL9(I,J)
      GO TO 14
```

```
33      DFILT(I,J)=NFIL7(I,J)
        GO TO 14
32      DFILT(I,J)=NFIL5(I,J)
        GO TO 14
   31 DFILT(I,J)=1.0
   14 CONTINUE
   50 DO 13 IY=NYI,NYF
        DO 13 JX=NXI,NXF
        KDYMO=NDYMO
   19 DF=0
        NY=0
        NX=0
        SUMF=0
        IYI=IY-NYI+1
        IYF=IYI+IFYA-1
        JXI=JX-NXI+1
        JXF=JXI+IFXA-1
        DO 12 I=IYI,IYF
        NX=0
        NY=NY+1
        DO 12 J=JXI,JXF
         NX=NX+1
        CALL JUGGLE(A,I,J,1)
        DF=DF+DFILT(NY,NX)*A
12      SUMF=SUMF+DFILT(NY,NX)
        DF=DF/SUMF
        IF(NDYNA)17,17,15
   17 CALL JUGGLE(A,IY,JX,1)
        DIF=SQRT((DF-A)**2)
        DIF=SQRT(A)-DIF
        IF(DIF)16,51,51
   16 DO 26 I=1,9
        DO 26 J=1,9
   26 DFILT(I,J)=0
        KDYMO=KDYMO-1
        IF(KDYMO)51,51,35
   51 DO 52 I=1,9
        DO 52 J=1,9
   52 DFILT(I,J)=NFIL9(I,J)
   15 II=JX*NCOLS-NCOLS+IY
        DA(II)=DF
        GO TO 13
   35 GO TO(21,22,23),KDYMO
   23 DO 18 I=1,7
        DO 18 J=1,7
        IYL=I+1
        JXL=J+1
18      DFILT(IYL,JXL)=NFIL7(I,J)
        GO TO 19
   22 DO 20 I=1,5
        DO 20 J=1,5
        IYL=I+2
        JXL=J+2
20      DFILT(IYL,JXL)=NFIL5(I,J)
        GO TO 19
   21 DO 24 I=1,3
        DO 24 J=1,3
        IYL=I+3
```

```
      JXL=J+3
   24 OFILT(IYL,JXL)=1.0
      GO TO 19
   13 CONTINUE
      RETURN
      END
```

```
      SUBROUTINE RECOVR
      DIMENSION DA(4096),DB(4096),TITLE(18),SYM(40),SYM1(40),SYM2(40),
     1SYM3(40),SYM4(40),SYM5(40),CSYM(6)
      DIMENSION NFILR(9,9),DFILR(9,9),AG(10,120),SDEV(5)
      COMMON NROWS,NCOLS,KEY,DA,DB,IPRIN,IRT,TITLE,SYM,SYM1,SYM2,SYM3,SY
     1M4,SYM5,CONINT,CSYM,NDYMO,NDYNA,IRCOV
      SDEV(1)=0.333
      SDEV(2)=0.333
      SDEV(3)=0.228
      SDEV(4)=0.172
      NUMBR=0
C     READ FILTER
      READ(5,101)((NFILR(I,J),J=1,9),I=1,9)
  101 FORMAT(9I4)
      DO 29 J=1,9
      DO 29 I=1,9
   29 DFILR(I,J)=NFILR(I,J)
      WRITE(6,107)
  107 FORMAT(///10X,'POINT SOURCE FILTER 9X9 READ')
      DO 25 I=1,4096
   25 DA(I)=DB(I)
  109 FORMAT('DA(I)=DB(I)')
      WRITE(6,109)
C     INITIALIZE DATA FILTER
      NYI=5
      NXI=5
      NYF=NROWS-4
      NXF=NCOLS-4
      NR=0
   50 DIF=0
      DO 17 I=1,10
      DO 17 J=1,10
   17 AG(I,J)=0.0
      IYT=0
      DO 13 IY=NYI,NYF
      IYTT=5-IYT
      IF (IYTT) 51,51,18
   18 IYT=IYT+1
      GO TO 14
   51 DO 53 JXX=NXI,NXF
      IYY=IY-5
      II=JXX*NROWS-NROWS+IYY
   53 DA(II)=AG(1,JXX)
      DO 55IYY=1,4
      DO 55 JXX=NXI,NXF
      IY9=IYY+1
   55 AG(IYY,JXX)=AG(IY9,JXX)
   14 CONTINUE
      DO 13 JX=NXI,NXF
      DF=0
      NX=0
      NY=0
      SUMF=0
C     INITIALIZE POINT FILTER
      IYI=IY-4
      IYF=IY+4
      JXI=JX-4
      JXF=JX+4
```

```
C       START CONVOLUTION
        DO 12I=IYI,IYF
        NY=NY+1
        NX=0
        DO 12 J=JXI,JXF
        NX=NX+1
        SUMF=SUMF+DFILR(NY,NX)
        II=J*NROWS-NROWS+I
        DF=DF+DA(II)*DFILR(NY,NX)
   12   CONTINUE
        DF=DF/SUMF
        II=JX*NROWS-NROWS+IY
        CALL JUGGLE(A,IY,JX,1)
        IF(A) 16,16,15
   16   AG(IYT,JX)=0.0
        GO TO 13
   15   AG(IYT,JX)=DA(II)+A-DF
        DIF=DIF+(A-DF)**2/A
        NUMBR=NUMBR+1
   13   CONTINUE
        SUMBR=NUMBR
        DO 56 IYY=1,5
        DO 56 JXX=NXI,NXF
        IIY=NYF-5+IYY
        II=JXX*NROWS-NROWS+IIY
   56   DA(II)=AG(IYY,JXX)
        DIF=DIF-SUMBR*SDEV(NDYMO)
        WRITE(6,110) DIF,NDYMO
  110   FORMAT(10X,'DIF=',F10.2,'NDYMO=',I5)
   27   NR=NR+1
        WRITE(6,108) NR
  108   FORMAT(10X,'ITERATION NO=',I5)
        IF(DIF .GT. 0.0 .AND.  NR .LT. 5) GO TO 50
   26   CONTINUE
        RETURN
        END
```

BYLAAG A. BEHEERKAARTE VIR DUPRAM.

KOLOM	VERDUIDELIKING	SIMBOOL	FORMAAT
	BEHEERKAART A.1 : VERTOONKARAKTERS.		
1	Blanko	SYM	
2	Ryroostersimbool	SYM	
3	Kolomroostersimbool	SYM	
4 - 40	Beeldsimbole	SYM	
41 - 58	Roosterkanaaldata	CSYM	
59 - 70	Wanneer ISTP = 0, is werkstuk voltooi wanneer ISTP>0 volg data	ISTP	rksp
	BEHEERKAART 2 : VERTOONKARAKTERS.		
4 - 40	Beeldsimbole	SYMI	
	BEHEERKAART 3 : VERTOONKARAKTERS.		
4 - 40	Beeldsimbole	SYM2	
	BEHEERKAART 4 : VERTOONKARAKTERS.		
4 - 40	Beeldsimbole	SYM3	
	Beeldsimbole van beheerkaarte 1 - 4 word oormekaar gedruk om kontras te verkry (Hoofstuk 3.4).		
	BEHEERKAART 5 : OPSKRIF.		
1 - 72	Flikkergram opskrif.		
78 - 80	Wanneer LEAP = 0 moet beheerkaart 6 - ingelees word. As LEAP = 1 sal vorige data gebruik word.	LEAP	rksp*

*rksp Die data moet vanaf die regterkantse kolom sonder 'n punt ingevul word.

x mp Data moet altyd met 'n punt geskryf word.

KOLOM	VERDUIDELIKING	SIMBOOL	FORMAAT
	BEHEERKAART 6 : BEELDMANIPULASIE.		
1 - 5	Bepaal die aantal flikkergramme wat gebruik word vir byvoorbeeld ver= houdingsflikkergrafie	NRUMS	rksp
6 - 10	Beheer uitdruk van data in digitale vorm. Die integraal van die data word ook uitgedruk IPRN= 0 Blanko = 1 Alle kanale = 2 Kanale met waardes < 0 word nie gedruk nie.	IRT	rksp
11 - 15	Bepaal of die integrasie van data oor kolomme of rye moet plaasvind, asook of prosesseerde data ook uit= gedruk moet word.	IRT	rksp
	IRT = 1 Integrasie oor rye van oor= spronklike data. = 0 Integrasie oor kolomme van oorspronklike data. = 1 Integrasie oor rye van oor- spronklike data asook data nadat vergladding en na res= tourasie uitgevoer is.		
16 - 20	Aantal driedimensionele grafieke wat met program DUPLOD gedruk moet word	IPLT	rksp
21 - 25	Blanko		
26 - 30	Aantal rye data in matrys	NROWS	rksp
31 - 35	Aantal kolomme in data matrys	NCLS	rksp
36 - 40	Beheer die omruil van rye	INTR	rksp
	INTC = 0 Geen verandering. = 1 Rye en kolomme, omgeruil		
51 - 60	Nie gebruik	CONINT	
61 - 70	Agtergrond konstante wat van data afgetrek moet word.	BIAS	

KOLOM	VERDUIDELIKING	SIMBOOL	FORMAAT
	BEHEERKAART 7 : DATABEHEERKAART.		
1 - 10	Flikkergramindentifikasies		
11 - 15	Aantal elemente in flikkergram, waar J = NRWS * NCLS	J	rksp*
16 - 20	Begin element waar data ingelees moet word.	JJ	rksp
21 - 30	Normaliserendefaktor	FNORM	rksp
31 - 50	Nie van toepassing		
51 - 55	Beheer sommasie-, subtraksie-ver= houdingflikkergrafie. IADD = 1 Subtraksie = 0 Verhouding = -1 Sommasie	IADD	rksp
	BEHEERKAART 8 : BEELDBEWERKINGSKAART.		
1 - 10	Halfleeftyd van isotoop wanneer ver= val korreksie uitgevoer moet word.	THALF	mp
11 - 20	Tydsinkrement tussen elemente om vir verval te korrigeer.	TINCR	mp
21 - 25	Beheer van vervalkorreksie DECAY = 0 Geen korreksie = 1 Korreksie.	DECAY	mp
26 - 30	Beheer vergladding SMOOTH = 0 Geen vergladding = 1 Vergladding	SMOOTH	mp
31 - 35	Selekteer dinamiese vergladding of statiese vergladding. NDYNA= 0 Dinamies vergladding = 1 Statiese vergladding	NDYNA	rksp

* rksp Die data moet vanaf die regterkantse kolom sonder 'n punt ingevul word.

x mp Data moet altyd met 'n punt geskryf word.

KOLOM	VERDUIDELIKING	SIMBOOL	FORMAAT
36 - 40	Selekteer filter gebruik vir ver= gladding.	NDYMO	rksp
	NDYMO = 1 3 x 3 elementfilter = 2 5 x 5 elementfilter = 3 7 x 7 elementfilter = 4 9 x 9 elementfilter		
46 - 50	Beheer beeldrestourasie	IRCV	rksp
	IRCV = 0 restourasie = 1 geen restourasie		
51 - 60	Faktor waarmee verhoudingshart= flikkergramme gekorrigeer moet word d.i. die verhouding van ^{169}Yb in die ^{141}Ce Kanaal.	DIV	mp
61 - 65	Om na verhoudingflikkergrafie dikte te bereken.	ADIK	mp
	ADIk < 0 Geen berekening ADIK $\geq$ 0 Berekening. DIKTE = ADIK * DB + BDIK waar ADIK = Konst. DB = verhouding by elke element.		
66 - 70	Konstante vir dikte berekening na verhoudingflikkergrafie.	BDIK	mp
	BEHEERKAARTE 9 - 10 : VERGLADDINGSFILTER= ELEMENTE 5 x 5.		
1 - 4	Data vir elke element word agtereen= volgens ingepons totdat al 25 syfers ingelees is.	NFIL 5	rksp
5 - 8 ens.			
	BEHEERKAART 11 - 13 : VERGLADDINGSFILTER= ELEMENTE 7 x 7.		
1 - 4	Data vir elke element agtereenvolgens ingepons tot al 49 syfers ingelees is.	NFIL 7	rksp
5 - 8 ens.			

*rksp Die data moet vanaf die regterkantse kolom sonder 'n punt ingevul word.

x mp Data moet altyd met 'n punt geskryf word.

KOLOM	VERDUIDELIKING	SIMBOOL	FORMAAT
	BEHEERKAART 14 - 18 : VERGLADDINGSFILTER= ELEMENTE 9 x 9.		
1 - 4	Elemente agtereenvolgens ingelees totdat al 81 elemente ingelees is.	NFIL 9	rksp
5 - 8			
ens.			
	BEHEERKAART 19 - 23 : RESTOURASIEFILTER= ELEMENTE.		
1 - 4	Elemente agtereenvolgens ingelees totdat al 81 ingelees is.	NFILR	rksp
5 - 8			
ens.			
	BEHEERKAART 24 : GRAFIEKBEHEERKAART.		
1 - 5	Kolom adres van grafiek	IORIC	rksp
6 - 10	Kolom inkrement per ry	INCRX	rksp
11 - 15	Lyn inkremente per ry	INCRY	rksp
16 - 20	Beginsimbool	ISYM	rksp
21 - 30	Tellings per inkrement	FSCALE	mp

BEHEERKAART 21:

Indien werkstuk voltooi is, word 'n blanko kaart ingesluit. Indien ver= dere flikkergramme verwerk word, gaan na beheerkaart 1.

OPMERKING 1: Wanneer daar meer as een flikkergram gebruik word (NRUNS $\geq$ 1) moet daar vir elke stel data wat ingelees word 'n beheerkaarte 7 = NRUNS.

OPMERKING 2: Indien vergladding nie toegepas word nie moet beheerkaarte 9 tot 18 uitgelaat word.

OPMERKING 3: Indien restourasie nie uitgevoer word nie, laat beheerkaarte 19 - 23 uit.

KOLOM	VERDUIDELIKING	SIMBOOL	FORMAAT

OPMERKING 4: Indien die program DUPLOD nie uitgevoer word nie laat 24 uit.

BEHEERKAART VIR DUPLOD.

2	Roostersimbole
3	Roostersimbole
13 - 32	Grafieksimbole.

11. BYLAAG B. PROGRAM TRANSLATE.

```
********* PROGRAM TRANSL.... VERTAAL KARAKTERS
START BEGIN
 OPEN (INDCB,(INPUT),OUTDCB,(OUTPUT))
GET GET INDCB,AREA
 NC AREA,MASK
 TR AREA,TABLE
 PUT OUTDCB,AREA
 B GET
EOJ CLOSE (INDCB,,OUTDCB)
 FINIS
AREA DS CL100
MASK DS CL100
 DC 100C'F'     MASK TO STRIP BIT 0
TABLE DS  CL96
 DC CL16'              !      '
 DC CL16' '
 DC CL16'  #R%&&''()*+,-./'
 DC CL16'0123456789:;<=>?'
 DC CL16'@ABCDEFGHIJKLMNO'
 DC CL16'PQRSTUVWXYZ      '
INDCB DCB BLKSIZE=100,DDNAME=INPUT,DSORG=PS,EODAD=EOJ,LRECL=100,          *
                MACRF=(GM),RECFM=FB
OUTDCB DCB BLKSIZE=100,DDNAME=OUTPUT,DSORG=PS,LRECL=100,MACRF=(PM),       *
                RECFM=FB
 END START
```

```
FNL   START
********** PROGRAM REBLK.... HER-FANGSKIK REKORDS GEREED VIR GEBRUIK KORREKS
      DIMENSION N(201)
      INTEGER*4 BAR/'|   '/,AT/'@   '/
      DATA N/200*' ','|   '/
      DIMENSION OPSKRF(12),BLANKS(13)
      DATA BLANKS      /13*'    '/
4     READ(5,2,END=99) OPSKRF
      WRITE(6,3) OPSKRF
      WRITE(2,2) OPSKRF,BLANKS
2     FORMAT(12A4,13A4)
3     FORMAT(' ',12A4)
 1    L=1
 5    LL=L+99
      READ(1,10,END=40) (N(I),I=L,LL)
      IF(N(1) .EQ. AT) GO TO 1
 10   FORMAT(100A1)
      L=L+100
 15   IF(L .LE. 101) GO TO 5
      I=1
 20   IF(N(I) .EQ. BAR) GO TO 25
      I=I+1
      GO TO 20
 25   K=I
      MM=I-1
      J=I+1
      IF (K .GT. 100) GO TO 60
      WRITE(6,30) (N(I),I=1,MM)
      WRITE(2,90) (N(I),I=1,MM)
 30   FORMAT(' ',100A1)
      M=1
      DO 35 I=J,200
      N(M)=N(I)
 35   M=M+1
      L=L-K
      GO TO 15
 40   I=1
 45   IF(N(I) .EQ. BAR) GO TO 50
      I=I+1
      GO TO 45
 50   K=I
      MM=I-1
      J=I+1
      IF (K .GT. 100) GO TO 80
      WRITE(6,30) (N(I),I=1,MM)
      WRITE(2,90) (N(I),I=1,MM)
      M=1
      DO 55 I=J,200
      N(M)=N(I)
 55   M=M+1
      L=L-K
      IF(L .LE. 1) STOP
      GO TO 40
 60   WRITE (6,30) (N(I),I=1,100)
      WRITE (2,90) (N(I),I=1,100)
      END FILE 2
      DO 100 I=1,200
 100  N(I)=0
      GO TO 4
 80   WRITE(6,30) (N(I),I=1,100)
      WRITE (2,90) (N(I),I=1,100)
 90   FORMAT(100A1)
 99   STOP
      END
```

12. BYLAAG C. PROGRAM KORREKSIE.

```
; LEVEL  18                    MAIN                    DATE = 71174          16/50/24

C       PROGRAMMEERDER - R V/D RYST - REKENSENTRUM
C
C       PROGRAM KOPIEER VANAF DIE EERSTE TOT DIE LAASTE KORREKTE REKORDS
C       (DIE BEGIN EN EIND KANAAL WAARDES MOET HERKEN - VERSKAF WORD) EN
C       DOEN KORREKSIES WAAR NODIG
C
C       DEEL A VAN PROGRAM VIND DIE EERSTE KORREKTE REKORD
C
C       DEEL B DOEN DIE VERDERE KOPIERING EN KORREKSIES TOT DIT IN
C       PROGRAM AF BY DIE LAASTE AANGEVRAAGDE REKORD - DAARNA SKRYF DIT
C       'N NEGATIEWE WAARDE
C
C       DIE PROGRAM HERHAAL HOMSELF VIR SOVEEL DATASTELLE AS WAT GEGEE IS
C
C
        DIMENSION OPSKRF(12)
        REAL *8 REKORD(9),STOOR(9),KORREK(9),BEGIN,EIND
        REAL *8 LAAST /'    -1'/
  1     FORMAT(2A6)
  2     FORMAT(9(A6,1X))
  3     FORMAT(8A6)
  4     FORMAT(' ',9A7)
  5     FORMAT(12A4)
  6     FORMAT('1',12A4)
  7     FORMAT(' ',A6)
C       ... LEES BEGIN EN EIND KANAAL NOMMERS ...
  100   READ(5,1,END=999) BEGIN,EIND
C       ... LEES EN DRUK OPSKRIFKAART ...
        READ( 1,5) OPSKRF
        WRITE(2,5) OPSKRF
        WRITE(6,6) OPSKRF
        IFERST=0
        IKOR=0
        IBEGIN=0
        IREK=0
        IGEEN=0
C
C       ... DEEL A ...
C
C       ... LEES KORREK KAART ...
        READ(5,2) KORREK
C       ... TOETS VIR LAASTE KORREK KAART VAN STEL ...
        IF(KORREK(1) .EQ. LAAST) GO TO 110
        IF(KORREK(1) .EQ. BEGIN) IFERST=1
        GO TO 120
  110   IKOR=1
C       ... LEES REKORD ...
  120   READ(1,2) REKORD
        IF(REKORD(1) .EQ. BEGIN) GO TO 150
        IF(IBEGIN .NE. 1) GO TO 120
        IF(IFERST-1) 140,130,140
C       VERANDER 6 IN VOLGENDE      KAART NA 2
  130   WRITE(2,3) (KORREK(I),I=2,9)
        WRITE (6,4) KORREK
        IGEEN=1
        GO TO 165
  140   WRITE(2,3) (STOOR(I),I=2,
        WRITE(6,4) STOOR
```

```
      GO TO 220
  150 IBEGIN=1
      DO 160 I=1,9
  160 STOUR(I)=REKORD(I)
      GO TO 120
C
C     ... DEEL 9 ...
C
  165 IF(IKOR .EQ. 1) GO TO 170
C     ... LEES KORREK KAART ...
      READ(5,2) KORREK
      IF(KORREK(1) .EQ. LAAST) IKOR=1
  170 IF(IREK .NE. 1) GO TO 180
      IF(IKOR-1)240,250,240
  180 IF(IGEEN .EQ. 1) GO TO 200
C     ... LEES REKORD ...
      READ(1,2) REKORD
      IF(REKORD(1) .NE. EIND) GO TO 210
  190 IREK=1
      GO TO 210
  200 IGEEN=0
  210 IF(IKOR .EQ. 1) GO TO 230
  220 IF(KORREK(1) .EQ. REKORD(1)) GO TO 24
  230 WRITE(2,3) (REKORD(I),I=2,9)
      WRITE(6,4) REKORD
      GO TO 170
  240 WRITE(2,3) (KORREK(I),I=2,9)
      WRITE(6,4) KORREK
      GO TO 165
  250 WRITE(2,1) LAAST
      WRITE(6,7) LAAST
  260 READ(1,2,END=270) REKORD
      GO TO 260
  270 END FILE 2
      GO TO 100
  999 CALL EXIT
      END
```

13. BYLAAG D. DIE PROGRAM SOLN.

```
G LEVEL  18                    MAIN                    DATE = 71143          11/45/58

      DIMENSION A( 49),B(149),THE( 7),BGD( 7),T(149),AT( 49),BI(149),BD(
     1149),AMAS(49),S( 8)
   10 FORMAT(1H1,34HSOLUTION OF SIMULTANEOUS EQUATIONS)
   11 FORMAT(1HO,44HDIMENSIONED AREA TOO SMALL FOR INPUT MATRIX ,I4)
   12 FORMAT(1HO,20HEXECUTION TERMINATED)
   13 FORMAT(1HO,47HROW AND COLUMN DIMENSIONS NOT EQUAL FOR MATRIX ,I4)
   14 FORMAT(1HO,42HINCORRECT NUMBER OF DATA CARDS FOR MATRIX ,I4)
   15 FORMAT(1HO,18HGO ON TO NEXT CASE)
   16 FORMAT(1HO,38HSTRUCTURE CODE IS NOT ZERO FOR MATRIX ,I4)
   17 FORMAT(1H1,17HORIGINAL B VECTOR,////)
   18 FORMAT(1H1,15HSOLUTION VALUES,////)
   19 FORMAT(1HO,18HMATRIX IS SINGULAR)
   20 FORMAT(7F10.0)
  183 WRITE (6,10)
   22 FORMAT(1HO,11HEND OF CASE)
      IBG=0
  105 CALL MATIN(ICOD,T, 49,N,M,MS,IER)
  110 IF (M) 30,95,30
   30 IF(IER-1) 45,35,40
   35 WRITE(6,11) ICOD
      GO TO 90
   40 WRITE(6,14) ICOD
      GO TO 95
   45 IF(N-M) 50,55,50
   50 WRITE(6,13) ICOD
      GO TO 90
   55 IF(MS) 60,65,60
   60 WRITE(6,16) ICOD
      GO TO 90
   65 IF(IBG)120,115,120
  115 IBG=1
   25 CALL MATIN(ICOD,A, 49,N,M,MS,IER)
      GO TO 110
  120 READ(5,26)NSAMP
   26 FORMAT(I4)
      READ(5,23)(THE(I),I=1,N)
   23 FORMAT(7F10.5)
      READ(5,24)(BGD(I),I=1,N)
   24 FORMAT(7F10.0)
C     NSAMP=NO.OF SAMPLES
      READ(5,27)(AMAS(I),I=1,NSAMP)
   27 FORMAT(7F10.0)
      WRITE(6,192)
      CALL MXOUT(ICOD,T,N,M,MS,60,120,2)
      WRITE(6,193)
      CALL MXOUT(ICOD,A,N,M,MS,60,120,2)
      WRITE(6,188)NSAMP
  188 FORMAT(//1HO,4X,'AANTAL MONSTERS',I4)
      WRITE(6,189)(THE(I),I=1,N)
  189 FORMAT(//,1HO,4X,'HALFLEWE  ',7F16.6)
      WRITE(6,190)(BGD(I),I=1,N)
  190 FORMAT(//,1HO,4X,'AGTERGROND',7F16.10)
      WRITE(6,191)(AMAS(I),I=1,NSAMP)
  191 FORMAT(//,1HO,4X,'MNST MASSA',7F16.10)
      DO 125 J=1,N
      DO 125 I=1,N
      K=(J-1)*N+I
  125 A(K)=(A(K)-BGD(J))*EXP(+0.6931*T(K)/THE(I))
```

D2


```
      DO 130 I=1,N
      DO 130 J=1,N
      KD= (I-1)*N+I
      K=(J-1)*N+I
  104 FORMAT(4I6,2F10.3)
      S(I)=A(KD)
  130 AT(K)= A(K)/A(KD)
      DO 150 IS=1,NSAMP
      READ(5,170)(T(I),I=1,M)
      READ(5,20)(B(I),I=1,M)
  170 FORMAT(7F10.5)
      DO 135J=1,N
      DO 135 I=1,N
      K=(J-1)*N+I
   21 FORMAT(2I4,F10.0,F10.6,F10.5)
      KI=(I-1)*N+J
  135 A(KI)=AT(K)*EXP(-.6931*T(I)/THE(J))
      DO 140 I=1,N
      K=(I-1)*NSAMP+IS
      B(I)=B(I)-BGD(I)
  140 BT(K)=B(I)
      WRITE(6,200)(A(I),I=1,N)
  200 FORMAT(7F16.6)
      WRITE(6,200)(B(I),I=1,N)
      CALL SIMQ(A,B,N,KS)
      IF(KS-1) 80,75,80
   75 WRITE(6,10)
      WRITE(6,15)
      GO TO 25
   80 DO 145 I=1,N
      K=(I-1)*NSAMP+IS
  145 BO(K)=B(I)/AMAS(IS)
  150 CONTINUE
      WRITE(6,186)
C     INPUT DATA
      CALL MXOUT(ICOD,BT,NSAMP,M,MS,  ,12 , )
C     OUTPUT DATA
      WRITE(6,187)
      CALL MXOUT(ICOD,BO,NSAMP,M,MS,  ,12 , )
      DO 220 IL=1,NSAMP
      DO 155 I=1,M
      DO 155 J=1,NSAMP
      K=J+(I-1)*NSAMP
      IR=(I-1)*NSAMP+IL
  155 BT(K)=BO(K)/BO(IR)*100.
      WRITE(6,180)
C     VARIASIE VAN MONSTERS VIR ELKE ISOTOOP
      CALL MXOUT(ICOD,BT,NSAMP,M,MS,  ,12 , )
  220 CONTINUE
      DO 165 I=1,N
      DO 165 J=1,NSAMP
      K=J+(I-1)*NSAMP
  165 BT(K)=BO(K)/S(I)
      WRITE(6,181)
C     PERFUSIE (GENORMALISEER) VIR ...
      CALL MXOUT(ICOD,BT,NSAMP,M,MS,  ,12 , )
      DO 175 IL=1,N
      DO 160 I=1,N
```

```
      DO 160 J=1,NSAMP
      K=J+(I-1)*NSAMP
      KI=J+(IL-1)*NSAMP
  160 BI(K)=BO(K)/BO(KI)*100.
      WRITE(6,182)
C     RELATIEWE PERFUSIE T.O.V. DIE N PROSEDURE ,OWE VIR ELKE ISOTOOP
      CALL MXOUT(ICOD,BI,NSAMP,M,MS,60,120,2)
  175 CONTINUE
      WRITE(6,22)
      GO TO 183
   90 READ(5,20)(B(I),I=1,N)
      WRITE(6,15)
      GO TO 183
   95 WRITE(6,12)
  180 FORMAT(//,10X,'RELATIEWE DISTRIBUSIE PER ISOTOOP',/ 8X,'*********
     1****************************',//)
  181 FORMAT(//,10X,'PERSENTASIE PERFUSIE VAN STANDAARD',/ 8X,'*********
     1****************************',//)
  182 FORMAT(//,10X,'RELATIEWE PERFUSIE PER MONSTER',/ 8X,'*************
     1*******************'//)
  186 FORMAT(//,10X,'INLEES DATA'/,10X,'***************'/)
  187 FORMAT(//,10X,'UITLEES DATA'/,10X,'***************'//)
  192 FORMAT(//,10X,'TYDSVERLOOP VOOR WAARNEMING',/ 8X,'*****************
     1*************'//)
  193 FORMAT(//,10X,'TELLINGS VAN STANDAARDE',/ 8X,'********** *** ******
     1*****'//)
      END
```

G LEVEL 18 MATIN DATE = 71183 11/45/59

```
      SUBROUTINE MATIN(ICODE,  A,ISIZE,IROW,ICOL,IS,IER)
      DIMENSION A(1)
      DIMENSION CARD(8)
    1 FORMAT(7F10.0)
    2 FORMAT(I6,2I4,I2)
      IDC=7
      IER=0
      READ( 5,2)ICODE,IROW,ICOL,IS
      CALL LOC(IROW,ICOL,ICNT,IROW,ICOL,IS)
      IF(ISIZE-ICNT)6,7,7
    6 IER=1
    7 IF (ICNT)38,38,8
    8 ICOLT=ICOL
      IROCR=1
   11 IRCDS=(ICOLT-1)/IDC+1
      IF(IS-1)15,15,12
   12 IRCDS=1
   15 DO 31 K=1,IRCDS
      READ(5,1)(CARD(I),I=1,IDC)
      IF(IER)16,16,31
   16 L=0
      JS=(K-1)*IDC+ICOL-ICOLT+1
      JE=JS+IDC-1
      IF(IS-1)19,19,17
   17 JE=JS
   19 DO 30 J=JS,JE
      IF(J-ICOL)20,20,31
   20 CALL LOC(IROCR ,J,IJ,IROW,ICOL,IS)
      L=L+1
   30 A(IJ)=CARD(L)
   31 CONTINUE
      IROCR=IROCR+1
      IF(IROW-IROCR) 38,35,35
   35 IF(IS-1)37,36,36
   36 ICOLT=ICOLT-1
   37 GO TO 11
   38 READ(5,1) CARD(1)
      IF(CARD(1)-9.E9) 39,40,39
   39 IER=2
40    RETURN
      END
```

```
      SUBROUTINEMXOUT (ICODE,A,N,M,MS,LINS,IPOS,ISP)
      DIMENSION A(1),B(8)
    2 FORMAT(12X,8HKANAAL   , 7(3X,I3,10X))
    3 FORMAT( 1H  )
    4 FORMAT(1H ,4X,7HMONSTER,I3,7(F16.10))
    5 FORMAT(1H0,4X,7HMONSTER,I3,7(F16.6))
      J=1
      NEND=IPOS/16-1
      LEND=(LINS/ISP)-2
      IPAGE=1
   10 LSTRT=1
   20 CONTINUE
      JNT=J+NEND-1
      IPAGE=IPAGE+1
   31 IF(JNT-M)33,33,32
   32 JNT=M
   33 CONTINUE
      WRITE(6,2)(JCUR,JCUR=J,JNT)
      IF(ISP-1) 35,35,40
   35 WRITE(6,3)
   40 LTEND=LSTRT+LEND-1
      DO 80 L=LSTRT,LTEND
      DO 55 K=1,NEND
      KK=K
      JT = J+K-1
      CALL LOC(L,JT,IJNT,N,M,MS)
      B(K)=0.0
      IF(IJNT)50,50,45
   45 B(K)=A(IJNT)
   50 CONTINUE
      IF(JT-M) 55,60,60
   55 CONTINUE
   60 IF(ISP-1)65,65,70
   65 WRITE(6,4)L,(B(JW),JW=1,KK)
      GO TO 75
   70 WRITE(6,5)L,(B(JW),JW=1,KK)
   75 IF(N-L)85,85,80
   80 CONTINUE
      LSTRT=LSTRT+LEND
      GO TO 20
   85 IF(JT-M)90,95,95
   90 J=JT+1
      GO TO 10
   95 RETURN
      END
```

14. BYLAAG E. DIE PROGRAM RCBF.

```
G LEVEL 18                    MAIN                    DATE = 71020          15/08/56

      DIMENSION A(91),Y(91),SOM(4,4),HULP(4),SOMV(4),CJR(91),D(91)
      DIMENSION STUDY (60),NAME(32),DATE(20)
      I=6
C     BACKGROUND, PARTIAL CO2 PRESSURE, TIME INTERVAL AND INJECTION SITE
  175 READ(5,325) STUDY,HCONT
      IF(HCONT) 190,190,370
  370 READ(5,330) NAME,DATE
   15 READ(5,195) BGND,DT
      READ(5,340) ISAND,K,KS
C     PROGRAM RCBF, TAYLOR DEVELOPMENT
      WRITE(L,200)
      WRITE(L,335) STUDY,NAME,DATE
      AREA=0.
C     DATA POINTS A(I),N=1,ISAND
      DO 25 I=1,ISAND
      READ(5,205)A(I)
      IF(A(I))30,30,20
   20 N=I
      A(I)=A(I)-BGND
      AREA=AREA+A(I)
   25 CONTINUE
   30 WRITE(L,210)
      WRITE(L,285)(A(I),I=1,N)
      WRITE(L,215)N
      WRITE(L,225)BGND
      WRITE(L,230)DT
   35 WRITE(L,235)
C     GRAPHICAL ANALYSIS, LEAST SQUARES BEST FIT
   65 SOMXY=0.
      SOMY=0.
      SOMXX=0.
      SOMX=0.
C     IF ONE COMP.ONLY
      IF(K-N) 160,165,165
  165 BETA=0.
      B=0.
      GO TO 170
  160 DO 70 I=K,N
C     LOGARITHMIC CONVERSION
      Y(I)=ALOG(A(I))
      X=I
      SOMX=SOMX+X
      SOMY=SOMY+Y(I)
      SOMXX=SOMXX+X*X
      SOMXY=SOMXY+X*Y(I)
   70 CONTINUE
      AN=(N-K)+1
      DEL=AN*SOMXX-SOMX*SOMX
      IF(DEL-.0001) 350,360,360
  350 DEL=0.0001
  360 BETA=-(AN*SOMXY-SOMX*SOMY)/DEL
      C2=(SOMXX*SOMY-SOMX*SOMXY)/DEL
      B=2.718282**C2
  170 SOMX=0
      SOMY=0.
      SOMXX=0.
      SOMXY=0.
      DO 80 I=1,KS
```

```
V C LEVEL  18                    MAIN                    DATE = 71020          15/08/5
      X=I
C     PROCEDURE TO PREVENT NEGATIVE LOGARITHMIC ARGUMENTS
      IF((A(I)-B*2.718282**(-BETA*X))-0.1)85,85,75
   75 R=A(I)-B*2.718282**(-BETA*X)
      Y(I)=ALOG(R)
      SOMX=SOMX+X
      SOMXX=SOMXX+X*X
      SOMY=SOMY+Y(I)
      SOMXY=SOMXY+X*Y(I)
   80 CONTINUE
   85 IF(X-KS) 90,95,95
   90 X=X-1.
   95 ALPHA=-(X*SOMXY-SOMX*SOMY)/(X*SOMXX-SOMX*SOMX)
      C1=(SOMXX*SOMY-SOMX*SOMXY)/(X*SOMXX-SOMX*SOMX)
      AA=2.718282**C1
      WRITE(L,250)
C     INITIAL GUESS VALUES
      WRITE(L,255)
      WRITE(L,270)AA,ALPHA,B,BETA
C     ITERATIVE PROCEDURE FOR ESTIMATION OF A,ALPHA,B AND BETA
      M=0
  100 V=0.
      DO 105 I=1,4
      HULP(I)=0.
      SOMV(I)=0.
  105 CONTINUE
      DO 110 I=1,4
      DO 110 J=1,4
      SOM(I,J)=0.
  110 CONTINUE
C     MATRIX FORMATION
      DO 115 I=1,N
      T=I-1
      EXPA=2.718282**(-ALPHA*T)
      EXPB=2.718282**(-BETA*T)
      CA=AA*T
      CB=B*T
      SOM(1,1)=SOM(1,1)+EXPA*EXPA
      SOM(2,2)=SOM(2,2)+(CA*CA*EXPA*EXPA)
      SOM(3,3)=SOM(3,3)+EXPB*EXPB
      SOM(4,4)=SOM(4,4)+(CB*CB *EXPB*EXPB)
      SOM(2,1)=SOM(2,1)-CA*EXPA*EXPA
      SOM(3,1)=SOM(3,1)+EXPA*EXPB
      SOM(4,1)=SOM(4,1)-CB*(EXPA*EXPB)
      SOM(3,2)=SOM(3,2)-CA*(EXPA*EXPB)
      SOM(4,2)=SOM(4,2)+((T*T  )*(AA*B))*(EXPA*EXPB)
      SOM(4,3)=SOM(4,3)-CB*(EXPB*EXPB)
      V=A(I)-AA*EXPA-B*EXPB
      SOMV(1)=SOMV(1)+EXPA*V
      SOMV(2)=SOMV(2)-CA*EXPA*V
      SOMV(3)=SOMV(3)+EXPB*V
      SOMV(4)=SOMV(4)-CB*EXPB*V
  115 CONTINUE
      DO 120 J=1,4
      DO 120 I=1,4
      SOM(J,I)=SOM(I,J)
  120 CONTINUE
C     DETERMINANT SOLUTION SUBPROGRAM
```

```
G LEVEL  18                    MAIN                    DATE = 71020          15/08/56

      CALL DETR4(SOM,DD1)
      DO 125 I=1,4
      HULP(I)=SOM(I,1)
      SOM(I,1)=SOMV(I)
  125 CONTINUE
      CALL DETR4(SOM,DD2)
      DA=DD2/DD1
      DO 130 I=1,4
      SOMV(I)=SOM(I,1)
      SOM(I,1)=HULP(I)
      HULP(I)=SOM(I,2)
      SOM(I,2)=SOMV(I)
  130 CONTINUE
      CALL DETR4(SOM,DD3)
      DALPH=DD3/DD1
      DO 135 I=1,4
      SOMV(I)=SOM(I,2)
      SOM(I,2)=HULP(I)
      HULP(I)=SOM(I,3)
      SOM(I,3)=SOMV(I)
  135 CONTINUE
      CALL DETR4(SOM,DD4)
      DB=DD4/DD1
      DO 140 I=1,4
      SOMV(I)=SOM(I,3)
      SOM(I,3)=HULP(I)
      HULP(I)=SOM(I,4)
      SOM(I,4)=SOMV(I)
  140 CONTINUE
      CALL DETR4(SOM,DD5)
      DBETA=DD5/DD1
      M=M+1
      REST=ABS(DA/AA)+ABS(DALPH)+ABS(DB/B)+ABS(DBETA)
C     PRECISION STATEMENT
      IF(REST-0.0001)150,150,145
  145 AA=AA+DA
      ALPHA=ALPHA+DALPH
      B=B+DB
      BETA=BETA+DBETA
      GO TO 100
C     FINAL VALUES OF A,ALPHA,B AND BETA
  150 WRITE(L,275)AA,ALPHA,B,BETA
      WRITE(L,280)M
      DO 155 I=1,N
      T=I-1
      CUR(I)=(AA*2.718282**(-ALPHA*T))+(B*2.718282**(-BETA*T))
      D(I)=DT*T
  155 CONTINUE
      THE1=0.6931/ALPHA*DT
      THE2=0.6931/BETA*DT
      FLOW1=ALPHA*100.*.72*60./1.05/DT
      FLOW2=BETA*100*9.*60./1.05/DT
C     DETERMINATION OF RELATIVE WEIGHTS
      WS=(B*FLOW1/FLOW2)/(B*FLOW1/FLOW2+AA)
      WE=1.-WS
      WRITE(L,285)(CUR(I),I=1,N)
      WRITE(L,290)WE
      WRITE(L,295)WS
```

```
      WRITE(L,315) THF1
      WRITE(L,320) THF2
      WRITE(L,305)FLOW1
      WRITE(L,310)FLOW2
      GO TO 175
  190 CALL EXIT
  195 FORMAT(2F8.3)
  200 FORMAT(2X,32HCBF PROGRAM OF VALOIS-SMITH DATE,///)
  205 FORMAT(F5.0)
  210 FORMAT(2X,28HINPUT DATA MINUS BACKGROUND,/)
  215 FORMAT(2X,16HDATA ANALYSED,  I5/)
  225 FORMAT(2X,17HBACKGROUND,      F8.3/)
  230 FORMAT(2X,17HTIME INTERVAL,   F8.3/)
  235 FORMAT(2X,30HGAS,                  XENON-133/)
  260 FORMAT(2X,26HTWO COMPARTMENTAL ANALYSIS/)
  265 FORMAT(23X,1HA,6X,5HALPHA,6X,1HB,7X,4HBETA/)
  270 FORMAT(2X,17HITERATION VALUES,F8.0,1X,F8.3,1X,F8.0,1X,F8.3/)
  275 FORMAT(2X,15HDEFINITE VALUES,F8.0,1X,F8.3,1X,F8.0,1X,F8.3///)
  280 FORMAT(2X,23HNUMBER OF ITERATIONS = I5//)
  285 FORMAT(10(F8.1,3X)/)
  290 FORMAT(2X,22HREL. WEIGHT FAST COMP.F8.3/)
  295 FORMAT(2X,22HREL. WEIGHT SLOW COMP.F8.3///)
  305 FORMAT(2X,14HFLOW FAST COMP,F8.3,11HML/100G/MIN)
  310 FORMAT(2X,14HFLOW SLOW COMP,F8.3,11HML/100G/MIN)
  315 FORMAT(2X,20HHALF TIME FAST COMP ,4X,F10.5)
  320 FORMAT(2X,20HHALF TIME SLOW COMP ,4X,F10.5)
  325 FORMAT(60A1,I1)
  335 FORMAT(20X,60A1,//,32A1,10X,20A1)
  330 FORMAT(32A1,20A1)
  340 FORMAT(3I8)
      END
```

G LEVEL 18 DETR4 DATE = 71020 15/08/56

```
      SUBROUTINE DETR4(A,DET)
      DIMENSION A(4,4)
      X11=A(2,2)*(A(3,3)*A(4,4)-A(4,3)*A(3,4))
      X12=A(3,2)*(A(2,3)*A(4,4)-A(4,3)*A(2,4))
      X13=A(4,2)*(A(2,3)*A(3,4)-A(3,3)*A(2,4))
      D1=X11-X12+X13
      X21=A(1,2)*(A(3,3)*A(4,4)-A(4,3)*A(3,4))
      X22=A(3,2)*(A(1,3)*A(4,4)-A(4,3)*A(1,4))
      X23=A(4,2)*(A(1,3)*A(3,4)-A(3,3)*A(1,4))
      D2=X21-X22+X23
      X31=A(1,2)*(A(2,3)*A(4,4)-A(4,3)*A(2,4))
      X32=A(2,2)*(A(1,3)*A(4,4)-A(4,3)*A(1,4))
      X33=A(4,2)*(A(1,3)*A(2,4)-A(2,3)*A(1,4))
      D3=X31-X32+X33
      X41=A(1,2)*(A(2,3)*A(3,4)-A(3,3)*A(2,4))
      X42=A(2,2)*(A(1,3)*A(3,4)-A(3,3)*A(1,4))
      X43=A(3,2)*(A(1,3)*A(2,4)-A(2,3)*A(1,4))
      D4=X41-X42+X43
      DET=A(1,1)*D1-A(2,1)*D2+A(3,1)*D3-A(4,1)*D4
      RETURN
      END
```

SUMMARY.

Digital processing is becoming an increasingly important aspect of radioisotope scintigraphy and the purpose of this thesis was to investigate some of the processing applications in Scintigraphy.

The determination of the imaging properties of scannes and radioisotopes was one of the aspects of digital processing which was investigated. The imaging properties of scintigraphic equipment and radioisotopes were expressed in terms of a figure of merit, which is a function of the collimator spatial resolution and sensitivity. The spatial resolution is fully described by the modulation transfer function, while sensitivity is measured in terms of an area source. The imaging properties of 7 Picker collimators were determined in a scattering medium at several source-collimator distances.

It was found that for the visualization of large organs best results are obtained from short focus coarse resolution collimators. These collimators have a 8 cm focal distance and are used with a 13 cm diameter crystal. The over-all performance of collimators is not improved by increasing the spatial resolution. Depth dependance in the detection of targets is also not improved by reducing the scintillation crystal diameter. Short focus collimators with a 13 cm crystal were also superior for the scanning of small organs such as the thyroid.

The figure of merit was also applied in the investigation to select ideal radioisotopes. General purpose radioisotopes ^{113m}In and ^{99m}Tc were compared and it was found that with ^{99m}Tc the imaging properties of detectors are better than when ^{113m}In is used. This is especially applied

F.2 / when .....

when ^{99m}Tc designed collimators and gamma cameras are used. The degradation in the spatial resolution of detectors when ^{123}I was contaminated with ^{124}I was also investigated. Significant degradation of the spatial resolution did occur, but methods to compensate for the degradation by digital techniques was proposed and investigated. Image enhancement was another application of digital processing which was investigated. At low count rates smoothing was performed and more information was made available for extraction by the human visual system. At high count rates restoration of the spatial resolution could be obtained. A point source response function was used with an iteration technique to perform restoration. Image processing was performed on liver scans, scans obtained with ^{67}Ga, kidney and thyroid scans to evaluate the success of the technique. At low count rates, such as those obtained from kidneys with poor function, smoothing resulted in a significant improvement in image quality. Restoration enhanced high count rate images such as the liver. More work is to be done on the selection of an optinum filter and hardwired micro programmed instructions for on-line computers to perform enhancement should be developed.

Digital processing to obtain ratio scintigrams was performed on heart scans obtained during experimental infarcts on baboons Multi-isotopemicrospheres were used in these investigations. Digital subtraction scintigraphy was also investigated to compensate for the resolution degradation caused by the presence of ^{124}I in ^{123}I. The application of these techniques to perform pancreas scintigraphy and dynamic studies of the lung, liver, kidneys and heart is also discussed.

F.3/ Another .....

Another application of digital processing of scintigraphic data was the determination of kidney depth and the anterior-posterior diameter of the thyroid. These determinations were performed by measuring the relative a tenuation of photons with different energies obtained from the same isotope. The isotopes used were ^{123}I for the thyroid and ^{113m}In for the kidneys. Accurate results were obtained with phantoms and the preliminary results on patients were promising. These determinations were performed using focusing collimators. This makes depth determinations at selected points after scintigraphy possible. Scintigrams of the thyroid were also obtained with the 28 keV and 159 keV photons of ^{123}I. A ratio scintigram of the 159 keV and 28 keV were obtained to detect cold nodules. It was found that digital processing made the use of these photons, with different energies obtained from the same isotope, possible and more information was made available.

It has been shown in this investigation that radio= isotope scintigraphy lends itself to a wide range of digital processing techniques. These techniques enhance scintigraphic images and produce meaningful quantitative data to improve the significance with which patients can be diagnosed.